

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS

Departamento de Física de los Materiales



TESIS DOCTORAL

**Corrientes inducidas en el cuerpo humano por campos de
frecuencia industrial: estudio experimental y modelo numérico**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Jorge Spottorno Giner

Directores

Guillermo Rivero Rodríguez
Marta Multigner Domínguez

Madrid, 2013

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS

DEPARTAMENTO DE FÍSICA DE LOS MATERIALES

INSTITUTO DE MAGNETISMO APLICADO

“LABORATORIO SALVADOR VELAYOS”



**CORRIENTES INDUCIDAS EN EL CUERPO
HUMANO POR CAMPOS DE FRECUENCIA
INDUSTRIAL: ESTUDIO EXPERIMENTAL Y
MODELO NUMÉRICO**

Memoria para optar al Grado de Doctor presentada por

Jorge Spottorno Giner

Trabajo dirigido por

Guillermo Rivero Rodríguez

Marta Multigner Domínguez

Madrid, 2013

A mis padres,
a Silvia y
a Jorge y Amaya

Agradecimientos

Durante la realización de esta tesis doctoral he tenido la suerte de conocer a un gran número de personas que me han ayudado y han hecho que esta sea una labor realmente grata. Por este motivo quisiera ahora expresarles mi agradecimiento.

A mis directores de tesis, Profesor Guillermo Rivero Rodríguez y Doctora Marta Multigner Domínguez, les quiero agradecer todos los consejos y ayudas que me han aportado en la realización de este trabajo. Sin duda lo mejor que me llevo de este trabajo ha sido la oportunidad de trabajar con ellos, y hacerlo en los más diversos ambientes.

Al Profesor Antonio Hernando Grande quiero expresarle mi agradecimiento por acogerme en el Instituto de Magnetismo Aplicado, centro que dirige y en el que se ha realizado íntegramente esta tesis doctoral. Pero sobre todo quiero agradecerle el interés que siempre ha mostrado por este trabajo y el entusiasmo con el que nos comunica y nos contagia la física del magnetismo.

A la Dra. Lourdes Álvarez Ayuso quiero agradecerle su entusiasmo y habilidad para realizar todas las operaciones que se le han requerido para las medidas experimentales. Al Dr. Martín Santos por sus conocimientos de anestesia necesarios para poder realizar las medidas experimentales. Y a todo el equipo de cirugía experimental, Rocío, Lola, Puri, Juan y Luz por su ayuda en estas medidas y por el buen ambiente con el que se realizaron.

Al Dr. Pepe de la Venta por la suerte de haber tenido su ayuda en la preparación y ejecución de las medidas experimentales. Pero quiero agradecer sobre todo su amistad y las muchas risas que hemos tenido.

A Carlos Llanos, Rodrigo San Millán y Juan Bernart quiero agradecer su ayuda, sus consejos y lo agradable que fue trabajar con ellos.

Al Dr. Jose Alonso por leerse el texto y ayudar a que sea más legible.

A Javier Valdés por las infinitas ideas que tiene en la cabeza y que tantas soluciones nos aportan.

A Álvaro Martínez por las innumerables veces que le he molestado para que me recordase la normativa aplicable a los campos electromagnéticos.

Al Profesor Jesús González por introducirme al mundo de la simulación numérica con campos electromagnéticos.

A todo el personal del IMA, las profesoras Patricia Crespo, Pilar Marín y Patricia de la Presa, así como al personal administrativo, Jose Antonio, Manolo, Amparo, Conchi y Alicia por estar siempre disponibles para ayudar.

En mis años en el IMA he coincidido con mucha gente, y desde que Daniel Cortina y Sergio Puerta me ayudaron a vencer mi mutismo patológico, muchos de ellos se han convertido en buenos amigos. A todos ellos y, en particular, a Elena, Blanca, María, Miguel, Juanma, Ana, Juan, Pedro, Celso, Alfredo, Raquel, Miki, Quique, Juanito, Chema, Adrianes y Raluca quiero agradecer su ayuda, la amistad, las conversaciones sobre todos los temas posibles y las risas, tanto dentro como fuera del Instituto.

A Silvia le agradezco que me haya acompañado en todo este largo proceso, llevándose la parte más pesada.

A mis padres y hermanos, Guille y Ceci, su paciencia y apoyo en todo momento.

A Jorge que haya conseguido dormir toda la noche para dejarme acabar este trabajo. Y a Amaya que me haya dado el último empujón.

A la Dra. Carmen Morales Durán, tía Mamen, le quiero agradecer que siempre me haya mostrado lo entretenida que puede ser la ciencia.

A Juani y David por darme tiempo para poder escribir.

A Víctor, Bote, Luis, Beni, Martita y todos los demás amigos y familiares que en algún momento se han interesado por este trabajo les agradezco el interés y los ánimos, que tanto ayudan.

A Red Eléctrica de España por proponer y financiar el proyecto dentro del cual se realizó el trabajo de esta tesis.

Madrid, abril de 2013

Índice

Capítulo 1. Introducción	1
1.1 Introducción	3
1.2 Medida de las propiedades físicas	9
1.3 Simulación numérica	11
Referencias	14
Capítulo 2. Técnicas Experimentales	15
2.1 Introducción: Método de los dos electrodos	17
2.2 Medidas de conductividad en líquidos electrolíticos	21
2.2.1 Método de la cuba	21
2.2.2 Método de las corrientes inducidas	23
2.2.2.1 Medidas de la sangre	25
2.2.2.2 Medidas del líquido cefalorraquídeo	33
2.3 Medidas de conductividad en los órganos	34
2.3.1 Medidas con potenciales de contacto	34
2.3.2 Medidas con corrientes inducidas	36
Referencias	38
Capítulo 3. Resultados experimentales	39
3.1 Introducción	41
3.2 Medidas experimentales	42
3.2.1 Líquidos Biológicos	42
3.2.1.1 Sangre	42
3.2.1.2 Líquido cefalorraquídeo	48
3.2.2 Órganos	50

3.2.2.1 Hígado	50
3.2.2.2 Riñón	55
3.2.2.3 Corazón	58
3.2.2.4 Médula espinal	63
3.2.3 Discusión	65
3.3 Estudio sobre la evolución de la conductividad tras la escisión del órgano	67
3.3.1 Medidas experimentales 36°C	69
3.3.2 Medidas experimentales a baja temperatura	70
3.3.3 Resultados experimentales a 36°C	71
3.3.4 Resultados experimentales a 1°C y posterior Calentamiento	75
3.3.5 Discusión	79
3.4 Conclusiones	80
Referencias	81
Capítulo 4 Modelo numérico	83
4.1 Introducción	85
4.2 Método de elementos finitos	86
4.2.1 FLUX 3D	89
4.3 Modelo animal	93
4.3.1 Geometría	93
4.3.2 Mallado	98
4.3.3 Propiedades físicas	100
4.3.4 Resolución del problema	102
4.3.5 Resultados de las simulaciones	105

4.3.6	Discusión de los resultados	109
4.4	Modelo humano	110
4.4.1	Geometría	110
4.4.2	Mallado	114
4.3.3	Propiedades físicas	115
4.3.4	Resolución del problema	116
4.3.5	Análisis de resultados	116
4.3.5.1	Campo simulando condiciones experimentales del cerdo	117
4.3.5.2	Campo uniforme según la dirección transversal del cuerpo	122
4.3.5.3	Efecto de pequeñas variaciones en la geometría y de las propiedades físicas en el modelo	123
4.3.5.3.1	Sección de la médula	123
4.3.5.3.2	Variación de la conductividad media del cuerpo	124
4.3.5.3.3	Eliminación de partes de la geometría	125
4.3.6	Discusión modelo ser humano	126
4.4	Conclusiones	130
	Referencias	131
	Capítulo 5. Situaciones reales	133
5.1	Introducción	135
5.2	Mejora del modelo	136
5.3	Simulaciones de situaciones reales	137
5.3.1	Trabajador enfrente de línea eléctrica	138
5.3.1.1	Análisis de los resultados	142

5.3.2 Trabajador encima del cable de alta tensión	145
5.3.2.1 Análisis de resultados	147
5.3.3 Trabajo en la galería	150
5.3.3.1 Análisis de resultados	153
5.4 Conclusiones	157
Referencias	158
Capítulo 6. Conclusiones	159
6.1 Conclusiones	161
6.2 Futuros trabajos	163
Apéndice I. Dependencia del factor de forma con la geometría	165
Apéndice II. Funcionamiento teórico de un “Lock-in”	169

CAPITULO 1. INTRODUCCIÓN

1.1. Introducción

En la última mitad del siglo pasado aparecieron en nuestras casas múltiples aparatos que requerían energía eléctrica. Esto trajo consigo una demanda, cada vez mayor, de energía eléctrica que, junto con la utilización masiva de los sistemas de comunicación inalámbrica en los países desarrollados, conlleva, de forma inevitable, la exposición a radiaciones electromagnéticas muy diferentes en cuanto a frecuencia e intensidad y, por lo tanto, de muy distintos efectos sobre instrumentos electrónicos, materiales inorgánicos y tejidos biológicos.

Este incremento de la exposición a las ondas electromagnéticas ha causado una alarma social acerca de la posibilidad de que estos campos sean nocivos para la salud. El espectro de la radiación electromagnética se puede dividir en dos grandes grupos, según su manera de interaccionar con la materia, que serían la radiación ionizante y la no ionizante. La radiación ionizante está situada en la parte alta de espectro, campos con frecuencias superiores a 10^{15} Hz, y sus fotones tienen la suficiente energía como para extraer electrones de los átomos con los que interacciona. La no ionizante no tiene suficiente energía para extraer electrones, por lo que las causas de sus posibles efectos sobre la materia son menos obvios que aquéllas de la ionizante. De todos son bien conocidos algunos de los efectos que producen en el cuerpo humano las radiaciones electromagnéticas de frecuencia no ionizante; ponernos morenos en verano o simplemente la visión son ejemplos de éstos. También son conocidos los efectos nocivos de las radiaciones ionizantes como los rayos-X, así como los de los campos no ionizantes de alta intensidad como, por ejemplo, las descargas que nos puede dar un enchufe. Sin embargo los efectos de los campos no ionizantes de baja intensidad sobre la salud son, hasta ahora, una incógnita.

Desde 1979¹ se han llevado a cabo varios estudios epidemiológicos acerca de la posible relación de campos de frecuencias no ionizantes de baja intensidad con casos de leucemia infantil y otros tipos de cáncer o con enfermedades menores, como dolores de cabeza, insomnios, etc...^{2,3} Aunque esos estudios no han proporcionado resultados concluyentes, en los años 90 la Unión Europea y Estados Unidos crearon una serie de normativas para tratar, tanto de apaciguar la alarma social, como de regular las emisiones a valores que garanticen su inocuidad. Particularmente, en la UE, en 1998 el International Committee for Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP) creó unas recomendaciones que quedaron recogidas en ICNIRP Guidelines⁴. Estas recomendaciones fueron tomadas en cuenta por el estado español y quedaron plasmadas en el Real Decreto 1066/2001 de 28 de septiembre⁵, por el que se aprueba el reglamento que establece condiciones de protección del dominio público radioeléctrico, restricciones a las emisiones radioeléctricas y medidas de protección sanitaria frente a emisiones radioeléctricas entre 0 Hz y 300 GHz, que es la normativa que se ha tenido en cuenta al realizar este trabajo. Posteriormente, en 2010, han aparecido unas nuevas recomendaciones del ICNIRP⁶ para campos de baja frecuencia, desde 1Hz a 100 KHz, aunque todavía no han sido trasladados a la legislación española.

Estas normas imponen límites sobre diversas magnitudes, como son la tasa de absorción específica, normalmente conocida por sus siglas en inglés SAR (Specific Absorption Rate), la densidad de corriente eléctrica j , el campo eléctrico interno E o el vector de Poynting S en el rango de frecuencias desde los 0 Hz hasta los 300 GHz. Los informes del ICNIRP imponen lo que denominan una "restricción básica", que definen como una restricción a la exposición a campos electromagnéticos basada en efectos sobre la salud que han sido demostrados. Para cada frecuencia hay una magnitud física (que llamaremos magnitud básica), de las anteriormente mencionadas, que es la relevante a la hora de imponer esta restricción, por ser la que se ha demostrado que genera el efecto

sobre la salud. Una vez se ha especificado la "restricción básica" en cada frecuencia, se definen los "niveles de referencia", que son valores de magnitudes físicas que se pueden derivar de la magnitud básica, y que permiten determinar si se cumple la restricción sobre ésta. Para ello es necesario conocer qué valores de estas magnitudes derivadas generarían el valor límite de la magnitud básica, o sea la "restricción básica", ya que en muchas situaciones es muy complicado realizar medidas sobre esta última, mientras que es posible medir las otras magnitudes. Son por lo tanto los "niveles de referencia" impuestos sobre las magnitudes derivadas los que se usan para comprobar que se cumple la norma. Ejemplo de estas magnitudes derivadas son el campo eléctrico externo E, el campo magnético H o la densidad de campo magnético B. Los "niveles de referencia" se obtienen, a partir de los valores de las "restricciones básicas", mediante modelos matemáticos o mediante extrapolación de resultados obtenidos de investigaciones en laboratorio a frecuencias específicas.

Cabe destacar que los límites que se establecen en estas normativas son diferentes para el público en general y para los trabajadores más expuestos a radiación electromagnética, como, por ejemplo, los de las empresas eléctricas. Esto es así porque se considera que el trabajador tiene conocimiento del ámbito en el que trabaja y puede protegerse de diversas maneras frente a estos campos, mientras que el público en general no tiene por qué estar informado del campo electromagnético al que está sometido.

La relación entre las magnitudes mencionadas está regida por las leyes de Maxwell, que en su forma diferencial son las siguientes⁷:

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{D} = \rho \quad (1.1)$$

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{B} = 0 \quad (1.2)$$

$$\vec{\nabla} \times \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \quad (1.3)$$

$$\vec{\nabla} \times \vec{H} = j + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \quad (1.4)$$

Donde \vec{D} es el vector de desplazamiento eléctrico y ρ la densidad de carga.

En un medio conductor el campo eléctrico genera una densidad de corriente que viene dada por la ley de Ohm

$$j = \sigma \cdot E \quad (1.5)$$

Esta densidad de corriente j es la magnitud básica a bajas frecuencias en el informe del ICNIRP de 1998. Particularmente a 50 Hz, que es la frecuencia industrial en Europa, la "restricción básica" impuesta es de 2 mA/m² para el público en general y de 10 mA/m² para trabajadores. Esta restricción se impone ya que el informe observa que este es el valor umbral que genera la aparición de fosfenos en la retina a 20 Hz. Sin embargo, a la hora de implementar dicha normativa, aparece el inconveniente práctico de que estas corrientes no pueden ser medidas. Principalmente porque para ello habría que introducir electrodos y cables en las zonas donde se generan las corrientes, lo cual no es posible en los órganos internos sin dañar al sujeto de estudio. No se pueden hacer medidas sin contacto, por medio de antenas, debido a la baja intensidad de las corrientes que se inducen. Por otro lado, la presencia de los electrodos y de los cables que unen éstos a los instrumentos de medida interfiere en el valor de las corrientes inducidas. Por lo tanto, para poder comprobar que se cumple la norma en este caso es necesario imponer, como se ha comentado, niveles de referencia en las magnitudes que causan estas corrientes y que sí que pueden ser medidas, como son el campo magnético B y el campo

eléctrico externo E. Por lo tanto se requiere una estimación del valor de los campos E y B que provocarían el valor de densidad de corriente límite. A estas frecuencias estos valores se obtienen mediante modelos matemáticos. Para ello se utilizan programas de cálculo numérico que solucionan las ecuaciones de Maxwell.

Los límites de campo magnético y eléctrico, que se estimaron para la redacción de la normativa europea, se muestran en la tabla 1 tanto para el público en general como para trabajadores. Estos valores deben ser el promedio de una superficie de al menos 1 cm².

En las nuevas recomendaciones de 2010 la “restricción básica” ha pasado a ser el campo eléctrico interno. Éste es muy distinto al campo eléctrico externo ya que a baja frecuencia el cuerpo actúa como un buen conductor por lo que el campo eléctrico externo queda apantallado por las capas externas de la piel. Por lo tanto, este campo interno vendrá generado por potenciales inducidos en el caso del campo magnético externo o por la redistribución de las cargas en las capas externas, en el caso del apantallamiento del campo eléctrico. Los nuevos límites se muestran en la tabla 1.2.

Tabla 1.1		
Magnitud	Límite Población	Límite Trabajadores
J (mA/m²)	2	10
B(μT)	100	500
E(KV/m)	5	10

Tabla 1.1 Valores límite normativos a 50 Hz para las recomendaciones del ICNIRP de 1998

Tabla 1.2		
Magnitud	Límite Población	Límite Trabajadores
E_{int} (V/m)	0,02	0,1
B(μT)	200	10 ³
E(KV/m)	5	10

Tabla 1.2 Valores límite normativos a 50 Hz para las recomendaciones del ICNIRP de 2010

Estos límites están todavía en estudio y, para que la estimación se aproxime lo más posible a los valores reales, es necesario, entre otras cosas, aumentar la precisión y potencia de los programas de cálculo utilizados y conocer de manera precisa las propiedades dieléctricas de los órganos y tejidos del cuerpo humano. En estos años se han realizado diversos programas por distintos grupos de investigación^{8,9} que sin embargo a veces otorgan resultados discrepantes.

Con el fin de arrojar algo de luz sobre dichas discrepancias Red Eléctrica Española propuso al Instituto de Magnetismo Aplicado desarrollar una metodología mediante la cual se pudiera calcular de manera fiable las corrientes inducidas en el cuerpo humano por campos electromagnéticos de 50 Hz. Además, esto tenía que ser posible con cualquier configuración espacial, para analizar las posibles situaciones en las que sus trabajadores se pudieran encontrar, de modo que estén siempre en situación de no poner en peligro su salud ni de vulnerar la ley.

Resulta imposible estudiar todas las configuraciones espaciales posibles de los campos electromagnéticos a los que puede estar sometido un operario de una empresa de suministro eléctrico. Ahora bien, todos los modelos, tanto analíticos como numéricos, tienen su fundamento teórico en las Ecuaciones de Maxwell, que son, como es bien sabido, ecuaciones diferenciales lineales. Ello implica que un modelo válido para una configuración determinada del campo electromagnético, lo

será también para cualquier otra simplemente variando la configuración geométrica.

Por ello el objetivo de este trabajo ha sido abordar simultáneamente tanto la medida de las propiedades físicas de los órganos y tejidos como el cálculo de las corrientes inducidas con un programa comercial que permita de modo sencillo la simulación de situaciones a las que se pueda ver sometido un trabajador de compañía eléctrica. El planteamiento general ha consistido en desarrollar un modelo numérico para el animal de experimentación a partir de datos experimentales propios, y una vez comparados los resultados teóricos con los experimentales desarrollar entonces el modelo para humano con su geometría propia.

1.2. Medida de las propiedades físicas

Como se ha comentado, un punto necesario para obtener un resultado correcto es conocer con precisión las propiedades dieléctricas de los distintos órganos usados en el cálculo. Para el problema de las corrientes inducidas en el cuerpo humano por corrientes de frecuencia industrial la propiedad más relevante es la conductividad eléctrica, ya que las corrientes de desplazamiento son despreciables frente a las corrientes de conducción (aproximadamente un 1%¹⁰).

En la literatura existen muchos trabajos, que datan desde los años 50¹¹, que estudian valores de conductividad eléctrica y permitividad de los órganos y tejidos. Las conductividades medidas cubren un amplio rango de frecuencias pero, en general, los resultados para frecuencias bajas se han obtenido mediante la extrapolación de valores obtenidos a frecuencias más altas. Además, la gran mayoría de las medidas fueron realizadas varias horas después de la extracción de órgano del cuerpo y, en general, existen discrepancias de unas medidas frente a otras. La base de datos más completa la reunieron Gabriel et al en 1996 donde

recogen los valores existentes en la literatura¹² junto con medidas propias¹³. En estas últimas los tejidos animales fueron medidos dos horas después de su extracción del cuerpo y las medidas sobre los tejidos humanos fueron realizadas en las 24-48 horas posteriores, salvo la lengua y la piel que fueron medidas *in vivo*. En el trabajo de Gabriel et al se puede apreciar que en la bibliografía existe una importante dispersión en los valores obtenidos por distintos autores. Una de las posibles razones para esta dispersión podrían ser los esperables cambios biológicos que ocurren en los órganos desde el momento de su extracción, por el hecho de ser separados del cuerpo, dando lugar a distintos valores de conductividad eléctrica dependiendo del tiempo transcurrido desde la escisión al momento de la medida. Por estos motivos se decidió llevar a cabo las medidas de las propiedades eléctricas de diferentes órganos a 50 Hz y frecuencias cercanas a ella en lugar de utilizar los datos existentes en la literatura. Las medidas se han realizado en un cerdo como animal de experimentación por el parecido de sus tejidos y órganos a los del hombre¹⁴.

En el planteamiento del presente trabajo cabría destacar dos aspectos importantes:

- El primer aspecto importante es que las medidas se han realizado *in vivo*, esto es, con el órgano todavía en el animal de experimentación anestesiado, y se han comparado los valores con medidas *ex vivo*, o sea, con el órgano extraído del animal.
- El otro aspecto importante y novedoso es que se ha desarrollado un método para la medida de las propiedades físicas que permite registrar directamente las corrientes inducidas por campos electromagnéticos externos al cuerpo.

El nuevo sistema de medida se mostrará en el Capítulo 2 así como el resto de las técnicas utilizadas. Los resultados de las medidas serán explicados en el Capítulo 3.

1.3. Simulación Numérica

Como se ha dicho anteriormente en los últimos 20 años se han realizado múltiples cálculos con resultados divergentes. De hecho un estudio reciente estimaba que había diferencias que llegaban a un orden de magnitud entre distintos cálculos¹⁵. Esto se puede atribuir principalmente a tres razones: las diferencias entre los distintos métodos de cálculo utilizados, los distintos valores de la conductividad de los diversos órganos y tejidos introducidos en el cálculo y la geometría utilizada.

Todos los cálculos realizados para estudiar las corrientes y campo inducidos en el cuerpo humano se basan en el método de los elementos finitos. El método de los elementos finitos es un método numérico general para la aproximación de soluciones de ecuaciones diferenciales parciales, muy utilizado en diversos problemas de ingeniería y física.

Algunas de las ventajas de este método son su generalidad y la facilidad de introducir dominios de cálculo complejos (en dos o tres dimensiones). Además, el método es fácilmente adaptable por ejemplo a problemas de difusión del calor, de mecánica de fluidos para calcular campos de velocidades y presiones (fluidodinámica) o de campo electromagnético. Dada la imposibilidad práctica de encontrar la solución analítica de estos problemas, habituales en la práctica ingenieril, los métodos numéricos y, en particular, los elementos finitos, se convierten en la única alternativa práctica de cálculo.

El método se basa en dividir el cuerpo, estructura o dominio de estudio —sobre el que están definidas ciertas ecuaciones integrales que caracterizan el comportamiento físico del problema— en una serie de subdominios no intersectantes entre sí denominados «elementos finitos». El conjunto de todos estos elementos finitos, forma una partición del dominio también denominada discretización. Dentro de cada elemento se distinguen una serie de puntos representativos llamados «nodos». Dos nodos son adyacentes si pertenecen al mismo elemento finito; además, un nodo sobre la frontera de un elemento finito puede pertenecer a varios elementos. El conjunto de nodos, considerando sus relaciones de adyacencia, se llama «malla».

Los cálculos se realizan sobre estos nodos o malla creada a partir del dominio. De acuerdo con estas relaciones de adyacencia o conectividad, se relaciona el valor de un conjunto de variables incógnitas definidas en cada nodo. El conjunto de relaciones de los valores de una determinada variable entre los nodos, se puede escribir en forma de sistema de ecuaciones lineales (o linealizadas). El número de ecuaciones de dicho sistema es proporcional al número de nodos. También se impone una condición dentro de cada elemento usado, ya sea que las variables de cálculo sean constantes en su interior, que varíen linealmente de nodo a nodo, cuadráticamente, etc...

Un programa de elementos finitos consta principalmente de 5 pasos:

1. Generación de la geometría
2. Mallado
3. Introducción de las propiedades físicas
4. Resolución del problema

5. Análisis de los resultados

En el caso que nos ocupa, para realizar la simulación numérica de las corrientes inducidas por la acción del campo electromagnético alterno, se ha utilizado un programa comercial de cálculo por elementos finitos en tres dimensiones, llamado Flux3d. Este programa permite modelar una reproducción del sistema que estamos estudiando mediante un procesador de tipo CAD. El programa Flux3d resuelve las ecuaciones de Maxwell mediante elementos finitos en 3D, permitiendo parametrizar simultáneamente tanto la geometría como las propiedades físicas de los distintos elementos del sistema. Este programa calcula con mucha precisión y relativa sencillez el campo generado a partir de diversas fuentes.

El siguiente paso, una vez se ha escogido el programa a utilizar, es el de definir la geometría que se va a simular. Por ser el animal de experimentación se hizo un modelo previo del cerdo para ver qué valores se obtenían en él. Para ello, se utilizaron imágenes de tomografía computerizada obtenidas sobre uno de los animales de ensayo, que nos permitieron ver la posición y el tamaño de los órganos dentro del cuerpo, para construir nuestra geometría. Esto es necesario ya que las corrientes dependen fuertemente de este tamaño y de su posición relativa a las fuentes del campo. Una vez simulado el cuerpo del cerdo, se procedió a la simulación del cuerpo humano a partir de imágenes de Resonancia Magnética, bajo situaciones sencillas como son un campo uniforme o el creado por una espira como la utilizada en las medidas experimentales.

Los resultados obtenidos en estas simulaciones son mostradas en el capítulo 4.

También se han realizado un conjunto de simulaciones de situaciones reales en las que puede encontrarse un trabajador de empresa eléctrica. Estos cálculos se muestran en el capítulo 5.

Referencias

-
- ¹ Wertheimer N and Leeper E 1979 *Electrical wiring configuration and childhood cancer*, Am. J. Epidemiol, 109 273-284
- ² Ahlborn A, Day N, Feychting M, Roman E, Skinner J, Dockerty J, Linet M, McBride M, Michaelis J, Olsen J H, Tynes T and Verkasalo P K 2000 *A pooled analysis of magnetic fields and childhood leukaemia*, Br. J. Cancer 83 698-8.
- ³ Draper G, Vincent T, Kroll M E and Swanson J 2005 *Childhood cancer in relation to distance from high voltage power lines in England and Wales: a case-control study*, BJM 330 1-5.
- ⁴ ICPNIRP 1998 *Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up to 300 GHz)*, Health. Phys. 74 494-522.
- ⁵ REAL DECRETO 1066/2001, de 28 de septiembre, por el que se aprueba el Reglamento que establece condiciones de protección del dominio público radioeléctrico, restricciones a las emisiones radioeléctricas y medidas de protección sanitaria frente a emisiones radioeléctricas. BOE 234, 36217-36227
- ⁶ ICPNIRP 2010 *ICNIRP Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (1Hz-100KHz)*, Health. Phys. 99 818-836
- ⁷ Reitz, Milford, Christy. *Fundamentos de la teoría electromagnética*. Addison-Wesley
- ⁸ Dawson T W and Stuchly M A 1998 *High-Resolution organ dosimetry for human exposure to low frequency magnetic fields*, IEEE Trans. Magn. 34 708-717.
- ⁹ Dimbylow P 2005 *Development of the female voxel phantom, NAOMI, and its application to calculations of induced current densities and electric fields from applied low frequency magnetic and electric fields*, Phys. Med. Biol. 50 1047-1070.
- ¹⁰ A Barchanski, H De Gerssem, E Gjonaj and T Weiland 2005 *Impact of the displacement current on low-frequency electromagnetic fields computed using high-resolution anatomy models*, Phys. Med. Biol. 50, N243-N249
- ¹¹ Schwann H P 1957 *Electrical properties of tissues and cell suspensions*, Adv. Phys. Med. Biol. 5 147-209
- ¹² Gabriel C, Gabriel S and Corthout E 1996 *The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey*, Phys. Med. Biol. 41 2231-2249.
- ¹³ Gabriel S, Lau R W and Gabriel C 1996 *The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz*, Phys. Med. Biol. 41 2251-2269.
- ¹⁴ Simon G A 2000 *Skin Pharmacology and Applied Skin Physiology*, Vol 13, nº 5, P 229-234
- ¹⁵ Caputa K, Dimbylow P J, Dawson T W and Stuchly M A 2002 *Modelling fields induced in humans by 50/60 Hz magnetic fields: reliability of the results and effects of model variations* Phys. Med. Biol. 47, 1391-1398

CAPÍTULO 2. TÉCNICAS EXPERIMENTALES

En este capítulo se describen las técnicas experimentales utilizadas para las medidas de la impedancia de órganos internos y líquidos biológicos de un animal de experimentación, así como las aproximaciones geométricas que se han realizado para obtener los valores de conductividad a partir de aquélla.

2.1. Introducción: Método de los dos electrodos

Existen numerosos trabajos que reportan medidas de la conductividad de tejidos donde ésta se puede obtener a partir de diversos métodos indirectos. A frecuencias por encima del MHz se utilizan sondas coaxiales de extremo abierto¹, se mide la admitancia de entrada o la reflexión que se produce en la sonda y, a partir de modelos numéricos y calibraciones, más o menos complicadas², se obtiene la conductividad del medio. Para las frecuencias que se tratan en este trabajo (entre 20 y 120 Hz) se suelen realizar medidas de la impedancia del órgano y a partir de ellas se obtiene la conductividad. Para ello, algunos autores³ utilizan el método de las cuatro puntas, que se suele utilizar para medir en sistemas en los que la impedancia de los electrodos y los cables de medida es comparable a la del sistema que se quiere medir, como por ejemplo, en las películas delgadas metálicas. En el caso que nos ocupa, las impedancias mínimas que registramos en los órganos son del orden de varias decenas de Ohm mientras que las de los cables y electrodos utilizados son inferiores al Ohm. Esto, unido al hecho de que los órganos son relativamente inhomogéneos, hace que para este trabajo se haya optado por usar dos electrodos (método también utilizado por otros grupos⁴), procurando que la superficie de los mismos fuese comparable, en la medida de lo posible, a la sección de cada órgano, para de este modo obtener un valor medio de todo el órgano.

Por lo tanto, las medidas han sido realizadas con dos electrodos colocados en dos puntos opuestos del sistema que se quiere medir y generando una diferencia de potencial entre los mismos, la cual crea una corriente eléctrica en el sistema de medida inversamente proporcional a la impedancia del medio. Se registran varios puntos de la relación I-V y a partir de la ley de Ohm

$$V = I \cdot Z \quad (2.1)$$

y mediante un ajuste por mínimos cuadrados se obtiene la impedancia Z del sistema formado por la unión entre los electrodos y el órgano a estudiar y la impedancia del propio órgano.

La impedancia Z es una magnitud compleja:

$$Z = Z' + i \cdot Z'' \quad (2.2)$$

Si sólo se tuviera componente real de la impedancia, la corriente que circula por el órgano estaría en fase con la diferencia de potencial existente en él mientras que si tuviéramos sólo componente imaginaria existiría un desfase de 90° entre ellas. Si coexisten ambas componentes, la componente real de la impedancia es la que mantiene en fase la corriente y el voltaje mientras que la parte imaginaria es la que hace que la corriente se desfase 90° frente al potencial. La componente real está relacionada con la conductividad, mientras que la componente imaginaria está relacionada con la permitividad del órgano y con la polarización que se produce en la unión entre los electrodos y el órgano. Como se ha comentado en el capítulo 1, en el caso de tejidos vivos sometidos a corrientes alternas de baja frecuencia el efecto de la permitividad es despreciable frente al de la conductividad⁵, por lo que el interés de este trabajo se ha centrado en las medidas de conductividad eléctrica.

Para comprobar que en un medio, a una frecuencia dada, las corrientes de conducción son muy superiores a las de desplazamiento se tiene que cumplir que

$$\sigma \gg \omega \cdot \varepsilon \quad (2.3)$$

Donde σ es la conductividad eléctrica, ω la frecuencia angular y ε la permitividad eléctrica.

Por ejemplo, en el caso del hígado y según los valores de Gabriel et al^{6,1} la conductividad del hígado a 50 Hz es 0,07 S/m y la permitividad relativa, ε_r , es de 10^5 . Por lo tanto a 50 Hz tenemos que:

$$\omega \cdot \varepsilon = 2 \cdot \pi \cdot 50 \cdot 10^5 \cdot 8.86 \cdot 10^{-12} = 2.7 \cdot 10^{-4} \text{ S/m}$$

Siendo este valor dos órdenes de magnitud menor que la conductividad. Esta misma relación se puede observar para el resto de los órganos y tejidos que se estudian en esta tesis.

La parte real de la impedancia se relaciona en condiciones ideales con la conductividad mediante la ecuación

$$\text{Re}\left(\frac{V}{I}\right) = \text{Re}(Z) = \frac{L}{\sigma \cdot A} \quad (2.4)$$

Donde L es la distancia entre electrodos, A es la sección transversal a la corriente del órgano estudiado, y σ es la conductividad de dicho órgano. Esta relación se cumple siempre que la corriente eléctrica recorra de forma uniforme toda la sección del sistema medido. Esto ocurre cuando los electrodos que generan la diferencia de potencial ocupan toda la sección medida (fig. 2.1). Pero, cuando la diferencia de potencial es creada por unos electrodos de menor sección que la sección del objeto de medida, la corriente no va en línea recta de un electrodo a otro sino que las líneas de corriente se abren para abarcar una sección mayor (fig. 2.2) y, consecuentemente, encontrar menor resistencia al transporte de los electrones. Por lo tanto, en este caso ya no es correcto estimar la impedancia por la expresión 2.2 sino que hay que introducir un factor corrector conocido como factor de celda f que definiremos a partir de la siguiente relación.

$$Z = f \cdot L / \sigma \cdot A \quad (2.5)$$

El valor del factor de celda varía con la geometría del sistema y ha tenido que ser estimado teóricamente. La dependencia del factor de celda con la geometría de estudio se explica en el apéndice I.

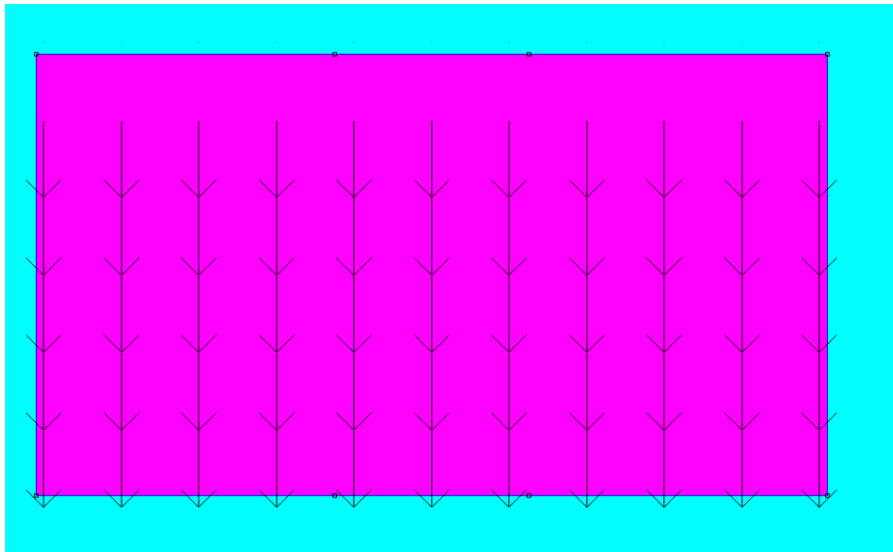


Figura 2.1 Distribución de líneas de corriente con electrodos que ocupan toda la sección

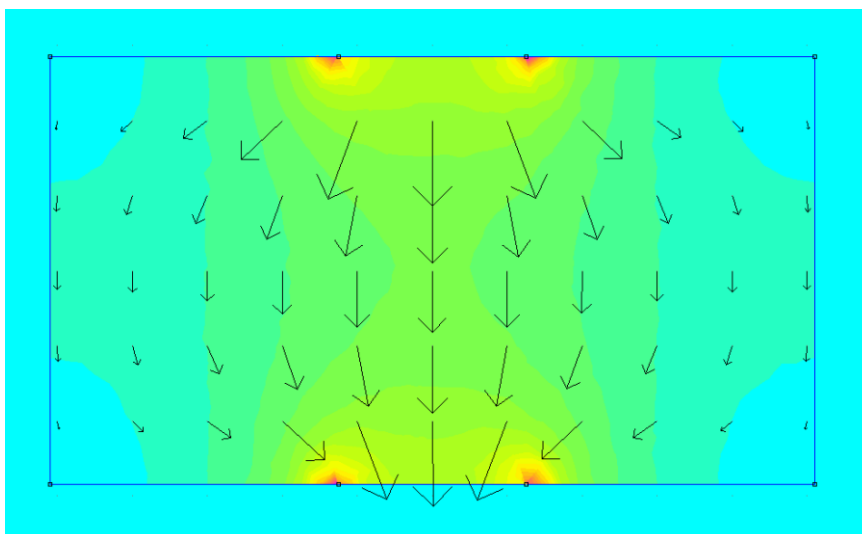


Figura 2.2 Distribución de líneas de corriente con electrodos que no ocupan toda la sección

2.2. Medidas de conductividad en líquidos electrolíticos

2.2.1. Método de la cuba

La primera técnica que se utilizó en este trabajo fue la de medir en una cuba electrolítica, que es el método convencional para medir impedancias en líquidos electrolitos (figs 2.3 y 2.4). En este método se llena una cuba con el electrolito que se quiere estudiar y se introducen dos electrodos inertes, situados a una distancia fija. Entre estos electrodos se genera una diferencia de potencial, la cual crea una corriente en el electrolito. Como se ha dicho antes la relación entre la corriente y el voltaje nos da la impedancia del electrolito entre los electrodos.

En este trabajo se utilizaron unos electrodos de oro circulares de 4,5 cm de diámetro. Se utilizan electrodos inertes para evitar la oxidación de los mismos al estar en contacto con el electrolito, lo que falsearía la medida.

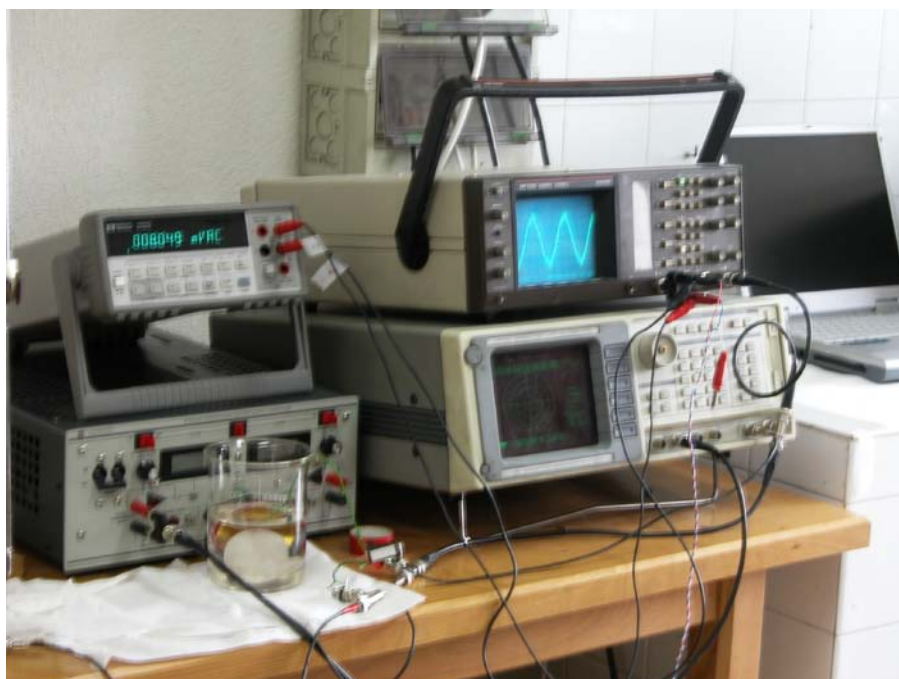


Figura 2.3. Sistema experimental de la cuba electrolítica

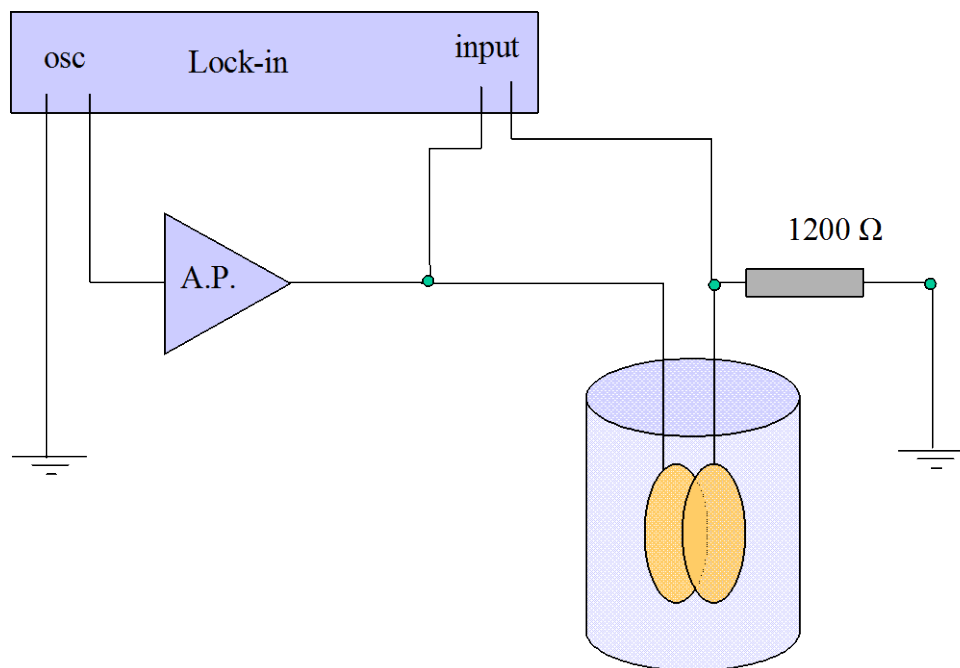


Figura 2.4. Esquema de la instalación utilizada en la medida de la conductividad de electrolitos según el método convencional.

La caída de voltaje en el electrolito era medida con un voltímetro a partir de la diferencia de potencial entre los electrodos, mientras que la corriente que recorre el electrolito se medía mediante la caída de tensión en una resistencia patrón no inductiva conectada en serie con el circuito de medida. De estas medidas se obtiene una recta de valores del potencial eléctrico frente a la corriente, y a partir de un ajuste por mínimos cuadrados, se obtiene el valor de la impedancia del electrolito. A partir de este valor y tomando las consideraciones geométricas oportunas se obtiene la conductividad.

Este método tiene el problema de que a las frecuencias estudiadas en este trabajo los electrodos se polarizan, dando lugar a un efecto capacitivo muy grande, que afecta a la impedancia medida y con el voltímetro no se puede discernir entre la corriente en fase y la corriente en cuadratura con el voltaje. Además en este caso es complicado estimar el factor de celda.

Por este motivo y para perfeccionar las medidas en electrolito se ideó un sistema de medida nuevo basado en las corrientes inducidas que se explica en el siguiente apartado.

2.2.2. Método de las corrientes inducidas

Se ha desarrollado un nuevo método que mide la impedancia a partir de corrientes inducidas por un potencial externo, en lugar de por un potencial de contacto. Para ello, se genera un campo electromagnético de corriente alterna mediante unos carretes circulares. En el interior de éstos se coloca un tubo formando una circunferencia concéntrica con la de los carretes. El tubo se rellena con el electrolito teniendo cuidado de que no se formen burbujas de aire en su interior que pudiesen cortar la continuidad eléctrica en el electrolito y, posteriormente, en los extremos de este tubo se colocan dos electrodos. Al ser el tubo coaxial a los carretes, el campo electromagnético generado por éstos será perpendicular al plano de la circunferencia del tubo (fig. 2.5) y, de acuerdo con la Ley de Faraday (2.6), se inducirá en las espiras una fuerza electromotriz igual a la variación temporal del flujo del campo magnético, Φ_B , a través del círculo de las espiras;

$$f.e.m. = -\frac{\partial \Phi_B}{\partial t} \quad \Phi_B = \iint_S \vec{B} \cdot \vec{dS} \quad (2.6)$$

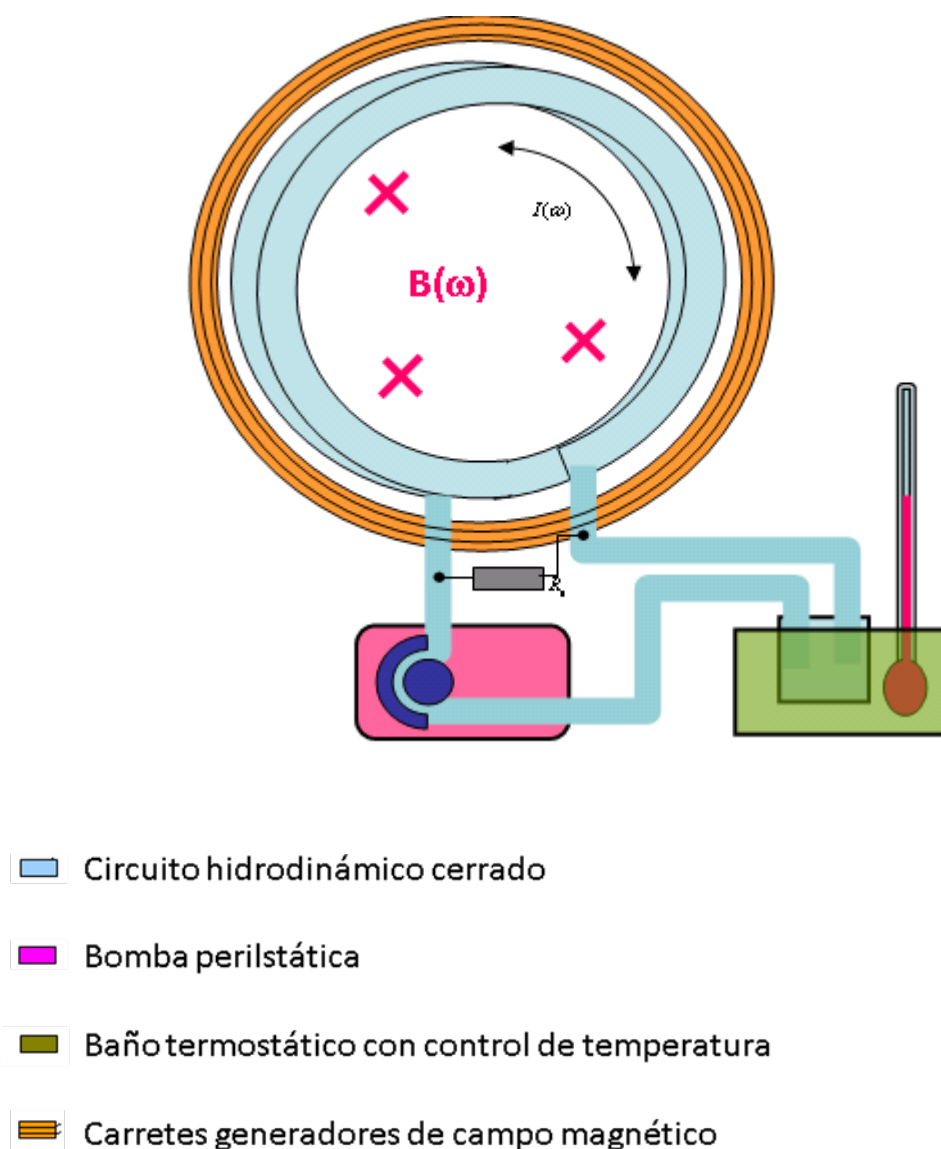


Figura 2.5. Esquema del funcionamiento de la instalación de medidas inducidas en electrolitos

Esta fuerza electromotriz genera una corriente inducida en el electrolito que circula por las espiras, y que será inversamente proporcional a la impedancia del sistema medido siguiendo la ley de Ohm (2.1). Midiendo el voltaje y la corriente en el electrolito, podemos hallar la impedancia adscribible a éste, y, tomando las consideraciones geométricas relativas al factor de celda, se puede calcular su conductividad.

Para controlar la temperatura del electrolito durante el proceso de medida, el tubo con el electrolito es rodeado en su totalidad, como si

fueran las espiras de un toroide, por otro tubo más pequeño por el que se bombea, usando una bomba peristáltica, agua destilada que pasa por un baño termostático. Mediante este circuito se puede calentar de modo controlado el electrolito a la temperatura a la que deseemos realizar la medida.

El tamaño de los carretes y los tubos utilizados tiene que adecuarse a la cantidad de electrolito que se puede conseguir. En el caso de la sangre esta cantidad es del orden de litros, mientras que en el caso del líquido cefalorraquídeo es del orden de mililitros.

2.2.2.1. Medidas de la Sangre

En este caso se utilizaron dos carretes conectados en serie de 55 cm de diámetro con una constante de 1,8 Oe/A para generar el campo. El electrolito se hace circular por dos espiras de diámetro medio 49,2 cm, fabricadas con tubo de 38 mm de diámetro interior y 5 mm de pared, en material plástico transparente de baja toxicidad. En los dos extremos del tubo se insertaron dos hilos de platino que actuaron como electrodos. Éstos fueron colocados en forma de cruz a lo ancho de la sección del tubo de modo que cruzaban tres veces la sección del tubo.

Para alimentar los carretes se utilizó el oscilador de un amplificador *Lock-in* para fijar la frecuencia correctamente. La señal del *Lock-in* es de baja potencia, por lo que hacía falta aumentar su valor mediante un amplificador Kepko, para obtener un valor de corriente en los carretes que generase un campo electromagnético lo suficientemente grande como para inducir una corriente en el electrolito que fuese detectable para nuestro equipo (a partir de décimas de μA).

A lo largo de los experimentos, se fue variando la manera de registrar el voltaje y la intensidad de corriente. Inicialmente, y debido a que el valor de corriente que se inducía era muy pequeño para ser medido con un

multímetro convencional, se colocó en serie con el circuito de medida una resistencia de 47 ohm, el cual es un valor muy inferior al de la impedancia del electrolito introducido dentro del tubo (del orden de $K\Omega$). Así, midiendo la caída de potencial en la resistencia, y utilizando la Ley de Ohm se puede obtener el valor de la intensidad que recorre la resistencia, ya que se conoce el valor de ésta.

$$I = \frac{V_{res}}{47} \quad (2.7)$$

Al estar en serie la resistencia y el circuito con el electrolito, esta intensidad es la misma para ambos. La fuerza electromotriz inducida se mide mediante la diferencia de potencial entre los electrodos. Así mismo, también se realizaron medidas del campo magnético en el centro de los carretes, para obtener por otro método la fuerza electromotriz inducida a partir de la ley de Faraday.

Más adelante se cambió la forma de registrar la corriente y el potencial para obtener una precisión mayor en nuestra medida. Para ello se utilizó el mismo *Lock-in* que se utiliza para la creación de la corriente en los carretes, pero en su modo de multímetro. Éste puede medir tanto corriente como voltaje de baja amplitud, y además, nos permite seleccionar la frecuencia que se quiere registrar, garantizándonos que la señal que registramos corresponde a la frecuencia que queremos estudiar. Por otro lado la señal inducida se observaba en un osciloscopio para comprobar que se mantenía la forma sinusoidal, y, por lo tanto, comprobar que la señal inducida era provocada por el campo generado por nuestros carretes.

Un *Lock-in* es un dispositivo que adquiere el voltaje y la intensidad de corriente de una señal al igual que un multímetro, pero con la ventaja de que permite seleccionar una frecuencia fija de esta señal, por lo tanto permitiendo descartar el ruido de otras frecuencias en las

medidas. El *Lock-in* también permite medir la diferencia de fase entre la corriente y el voltaje inducido, haciendo posible, por lo tanto, discriminar la parte de la impedancia que es debida a la conductividad del electrolito (en fase con el voltaje) y la que es debida a los otros factores que han sido explicados en el punto anterior. El funcionamiento teórico de un *Lock-in* se explica en el apéndice II.

El límite máximo de corriente que se puede registrar en el *Lock-in* utilizado en las medidas (Signal Recovery 7265 DSP) es de 1 μA y permite medir con precisión corrientes de decenas de nA, que es precisamente el rango de intensidades que se inducía en el electrolito con las corrientes que generábamos en los carretes excitadores. El límite de voltaje es de 1 V, y mide con precisión voltajes del orden de decenas de μV .

En la figura 2.6 se observa el esquema del montaje experimental de las medidas con corrientes inducidas utilizando el *Lock-in* como multímetro. Una vez generado el campo electromagnético alterno con ayuda del oscilador del *Lock-in* y del amplificador, se lleva la salida de los electrodos sucesivamente a la entrada de corriente y de voltaje del *Lock-in* y se registran los valores de potencial e intensidad que se generan en el electrolito. Estos registros se hacían para distintas frecuencias y para cada frecuencia se registraban al menos cinco pares de valores de la recta de voltaje inducido frente a corriente inducida. Mediante un ajuste por mínimos cuadrados obteníamos la pendiente de la recta para cada frecuencia, y, por lo tanto, la impedancia del electrolito. A partir de esta impedancia, y teniendo en cuenta la sección del tubo en el que está el electrolito, así como la longitud de las dos circunferencias, se puede hallar la conductividad del electrolito que se está midiendo a partir de la expresión 2.5. En el caso de estas medidas, como la longitud del circuito en el que se encuentra el electrolito es mucho mayor que la sección de éste, y los electrodos cubren toda esta sección, nos encontramos en el caso b de los expuestos en el apéndice I

y podemos considerar que la corriente recorre linealmente toda la sección del circuito a la hora de estimar el factor de celda, que, por lo tanto, tiene un valor igual a 1.

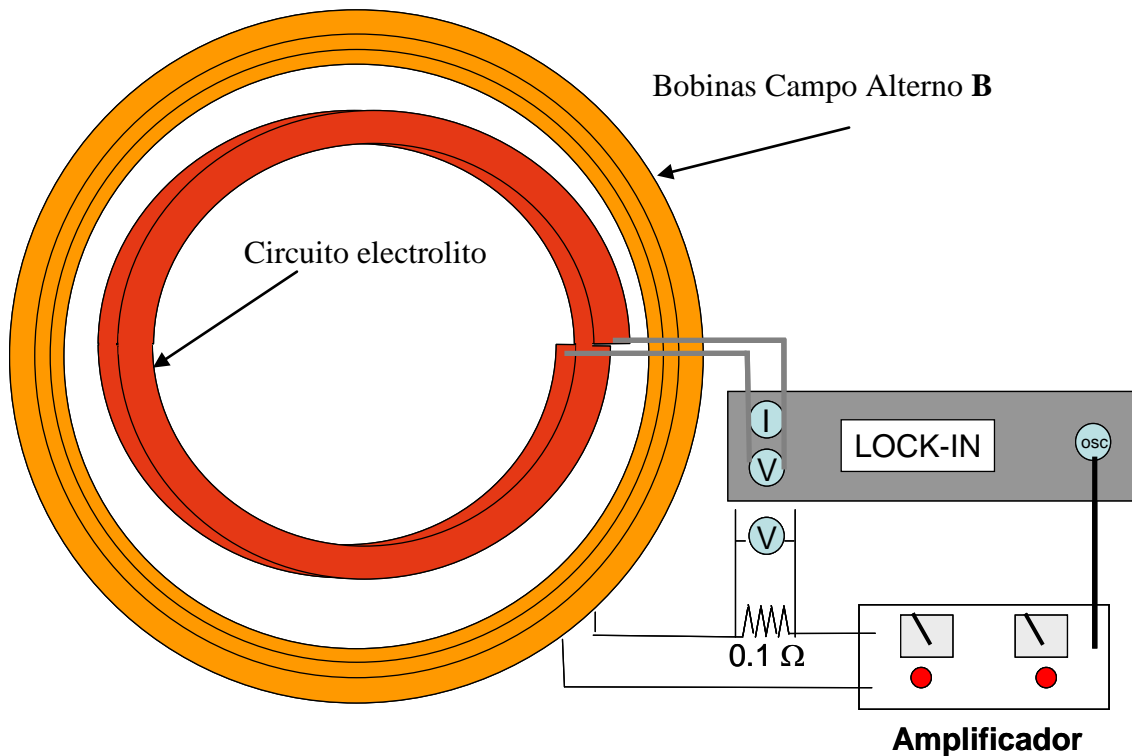


Figura 2.6. Esquema del sistema de medida de las corrientes inducidas en electrolito

Como se ve en la figura 2.6 también se registra la corriente que recorría los carretes creadores de campo midiendo la caída de potencial en una resistencia de $0,1 \Omega$ colocada en serie con los carretes. Esta corriente se registra para conocer a partir de ella el campo que generan las bobinas excitadoras, y por tanto expresar la corriente inducida en función del campo magnético aplicado.

El sistema de medida se calibra con suero salino con distintas concentraciones de sal. Se observa un desfase positivo entre la corriente y el voltaje a 50 Hz a baja frecuencia, asociado a un efecto capacitivo,

mientras que a partir de frecuencias de centenas de Hz se observa un desfase asociado a una autoinducción.

Para hallar el valor de la autoinducción y de la capacidad del circuito se midieron las impedancias en el intervalo de frecuencias entre 10 Hz y 15 KHz. Posteriormente se representa el valor de la impedancia frente a la frecuencia angular y se ajusta la curva a la expresión de la impedancia de un circuito RLC:

$$Z = \sqrt{R^2 + \left(L \cdot \omega - \frac{1}{C \cdot \omega}\right)^2} \quad (2.8)$$

El resultado de este ajuste se observa en la figura 2.7.

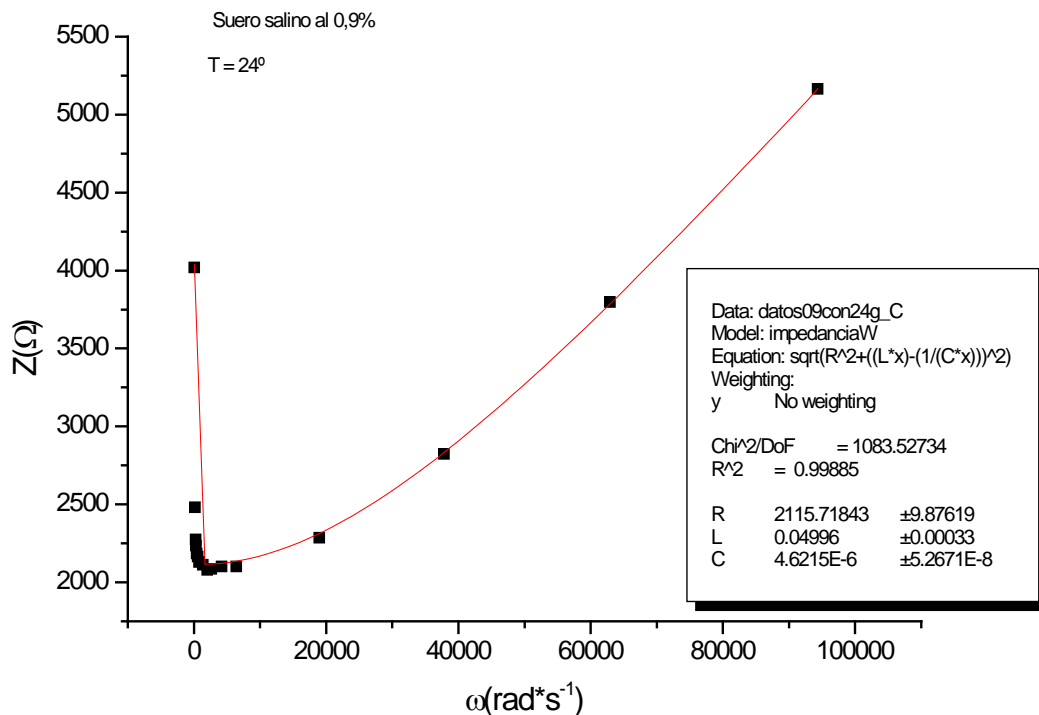


Figura 2.7. Ejemplo de la curva tipo de impedancia en función de la frecuencia angular registrada en las medidas de líquido electrolito. La línea continua representa el ajuste teórico y los valores del mismo se muestran en el cuadro.

En todos los casos medidos la curva de impedancia frente a frecuencia angular se ajusta con bastante precisión a la expresión 2.8, con valores de autoinducción y de capacidad muy grandes, del orden de microfaradios y de centésimas de Henrio, respectivamente. La autoinducción teórica, debida a la geometría de los tubos, es del orden de microhenrios, por lo que *a priori* el líquido debe ser el responsable del elevado valor de la autoinducción. El valor de la capacidad podría ser atribuido tanto a la polarización de los electrodos como al electrolito, por lo que para caracterizar bien el sistema de medida es necesario comprobar si la capacidad y la autoinducción medidas corresponden a los líquidos medidos o a nuestro sistema de medida, ya fuese a los electrodos o a artefactos de los aparatos de medida.

Para verificar el funcionamiento de los aparatos del sistema, se utilizó una resistencia de $3322\ \Omega$, del orden de la impedancia del electrolito dentro del tubo, la cual fue soldada a un hilo de cobre al que se le hacía dar una circunferencia de radio igual al de los tubos donde se introduce el electrolito. Los datos obtenidos se muestran en la figura 2.8:

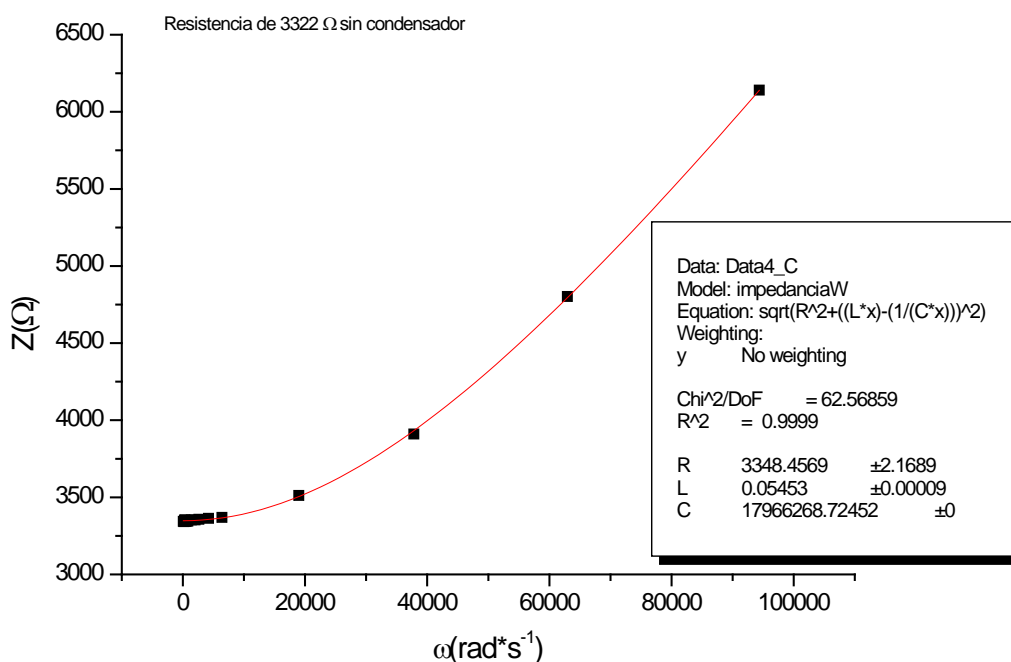


Figura 2.8. Impedancia en función de la frecuencia angular para el circuito de prueba con $R=3322 \Omega$. La línea continua muestra el ajuste teórico cuyos valores se muestran en el cuadro.

En ella no aparece ningún efecto capacitivo y sí inductivo. Como se ha dicho anteriormente el valor teórico de la autoinducción de la espira de cobre es del orden de microhenrios, muy inferior a los 0,05 mH obtenidos, por lo que este valor debiera ser un artefacto del *Lock-in*.

Para corroborarlo se estudió el caso de la espira con la mitad de radio que en el caso anterior, lo que necesariamente debiera afectar a la autoinducción si ésta estuviese exclusivamente ligada a la geometría del sistema de medida. Se vio que el valor de autoinducción que medíamos no sufrió cambios con la variación de los parámetros del circuito. Es más, este valor era igual al de las medidas que realizamos con el electrolito por lo que pudimos asumir que era un artefacto creado por el medidor del *Lock-in*.

Para comprobar si la medida de capacidad era correcta, se conectó en serie a este circuito un condensador no inductivo de $2,2 \mu\text{F}$. El resultado se muestra en la figura 2.9.

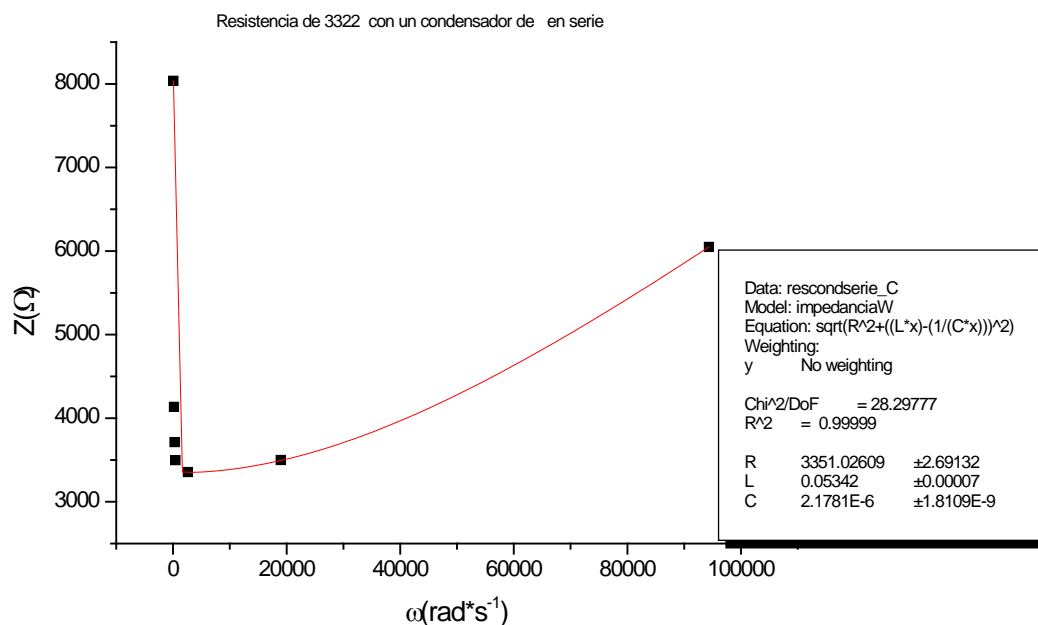


Figura 2.9. Impedancia en función de la frecuencia angular para el circuito de prueba con resistencia de 3322Ω y un condensador de $2,2 \mu\text{F}$ en serie. La línea continua muestra el ajuste teórico cuyos valores se muestran en el cuadro.

Se puede observar que a partir de las medidas registradas con el *Lock-in* y los ajustes realizados, se obtiene correctamente la capacidad del circuito. Se realizaron más medidas con distintos condensadores y resistencias obteniéndose siempre resultados precisos, así como una autoinducción de aproximadamente $0,05 \text{ H}$ en todos los casos.

Tras estos pasos sigue sin estar resuelto el problema de discernir si la capacidad que medíamos era adscribible al electrolito o a los electrodos. Para ello se realizaron medidas de modo que la superficie de contacto del electrodo con el electrolito (que en este caso era suero salino a temperatura ambiente) variase. Se dispusieron dos electrodos en los

que la relación entre la superficie de contacto de uno y otro era de 2,5 a 1. Los valores obtenidos se muestran en la tabla 2.1.

TABLA 2.1			
Electrodo	R(Ω)	L(H)	C(F)
1 S	2280	0,05	$3,2 \cdot 10^{-6}$
2,5 S	2210	0,05	$7,7 \cdot 10^{-6}$

Se observa en la tabla que la relación de las capacidades medidas con los dos electrodos es de 2,4, prácticamente la misma relación que entre superficie de los electrodos. Por lo tanto se puede suponer que la mayor parte del efecto capacitivo se puede adscribir a la interfaz entre los electrodos y el electrolito.

2.2.2.2. Medidas del Líquido Cefalorraquídeo

En el caso de las medidas del líquido cefalorraquídeo (LCR) se utilizan unos elementos de medida distintos a los de la sangre debido al pequeño volumen de líquido que se puede extraer, que es de aproximadamente 10 ml por animal de experimentación. Por lo tanto se requiere que el tubo donde se introduce el LCR sea bastante más pequeño para poder llenarlo con poca cantidad de líquido. Eso hace que se necesiten unos carretes más pequeños, para que el diámetro de la circunferencia que forma el tubo, donde se introduce el LCR, pueda ser menor. Al ser menor el diámetro del tubo, también será menor la superficie que recoge el flujo de campo magnético, por lo que el campo que generan los carretes por amperio debe ser mayor para poder obtener valores de fuerza electromotriz y corriente inducida que puedan ser registrados con el *Lock-in*. Para ello se usaron unos carretes de diámetro 19 cm y constante 18,2 Oe/A. El tubo utilizado para contener el líquido cefalorraquídeo tiene 2,5 mm de diámetro y daba dos vueltas por el interior de los carretes pegado a estos. Se utilizaron electrodos de hilo de platino de 0,03 mm y suero salino para calibrar el sistema,

obteniéndose el mismo resultado de conductividad de las distintas disoluciones de ClNa que para la instalación usada para las medidas de sangre.

2.3. Medidas de conductividad en los órganos

Se realizaron dos tipos de medidas según la manera de generar las corrientes en los órganos estudiados y que se han denominado “de contacto” y “de corrientes inducidas”.

2.3.1. Medidas de contacto

En las medidas de contacto sobre los órganos y tejidos, se colocan dos electrodos en dos puntos del órgano a estudiar. Posteriormente, se genera una diferencia de potencial entre los electrodos utilizando el oscilador de un amplificador *Lock-in*. Los electrodos son conectados a dos multímetros de modo que en ellos se mide la corriente y el potencial simultáneamente. Se registran cinco pares de valores de voltaje frente a intensidad para cada frecuencia estudiada, y a partir de cada curva de valores, se halla la pendiente mediante el método de mínimos cuadrados. Esa pendiente es la impedancia adscribible al órgano medido para cada frecuencia estudiada y tomando las consideraciones geométricas comentadas anteriormente, se puede hallar la conductividad de cada órgano. Al igual que en las medidas de electrolito, inicialmente se utilizaron multímetros y a medida que se avanzó en los experimentos se utilizaron el amperímetro y el voltímetro del *Lock-in*.

Estas medidas se llevaron a cabo con tres tipos de electrodos: los de oro utilizados en las medidas de la cuba electrolítica, unos de platino de sección cuadrada de 2,5 cm de lado y unos de plata de sección

cuadrada de 0,5x0,6 cm². Estos últimos fueron utilizados principalmente en las medidas sobre la médula espinal debido a la pequeña sección de ésta.

No se utilizaron electrodos puntuales por dos motivos: que no pinchasen los órganos a medir, creando por lo tanto sangrado, y debido a la dificultad mayor de calcular el factor de celda para estos electrodos.

Las medidas de contacto fueron realizadas tanto *in vivo* como *ex vivo*. Ambas se llevaron a cabo en quirófano; las *in vivo* con el animal anestesiado y las *ex vivo* con el órgano recién extirpado tras el sacrificio del animal, con el fin de que el órgano sufriese los mínimos cambios posibles. La temperatura era registrada con un termómetro digital.

El esquema del sistema experimental utilizado para estas medidas se muestra en la figura 2.10.

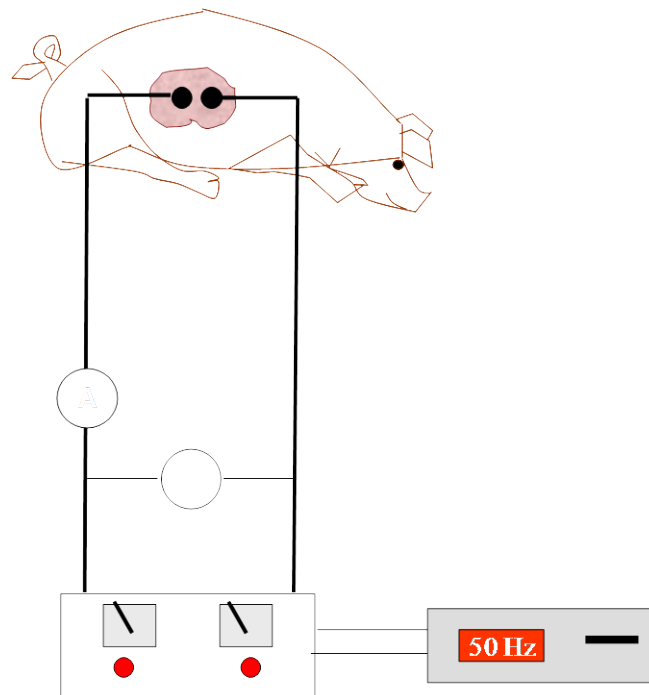


Figura 2.10. Esquema de la medida de contacto para las medidas de órganos *in Vivo*

2.3.2. Medidas con corrientes inducidas

Estas medidas son análogas a las comentadas en el apartado 2.2.2.

Al igual que en las medidas del apartado anterior, estas medidas se realizaron tanto *ex vivo* como *in vivo*.

En las medidas *ex vivo* el campo electromagnético se crea con el mismo carrete que se utilizó en las medidas del líquido cefalorraquídeo que se explican al final del apartado 2.2. La corriente que circula por los carretes se genera con el oscilador del *Lock-in*, cuya señal es aumentada por el amplificador “Kepco”. El voltaje y la corriente son registrados con el amplificador *Lock-in* en el modo de amperímetro y voltímetro al igual que se hace en las medidas de los líquidos electrolíticos.

El órgano era situado pegado al interior de los carretes y los electrodos se colocaban de modo que el potencial que se registrase entre ellos fuese máximo y orientados en la dirección azimutal ya que es la dirección en la que se genera la corriente de los carretes, y por lo tanto en la que se inducirán las corrientes. El esquema de medida se muestra en la figura 2.11.

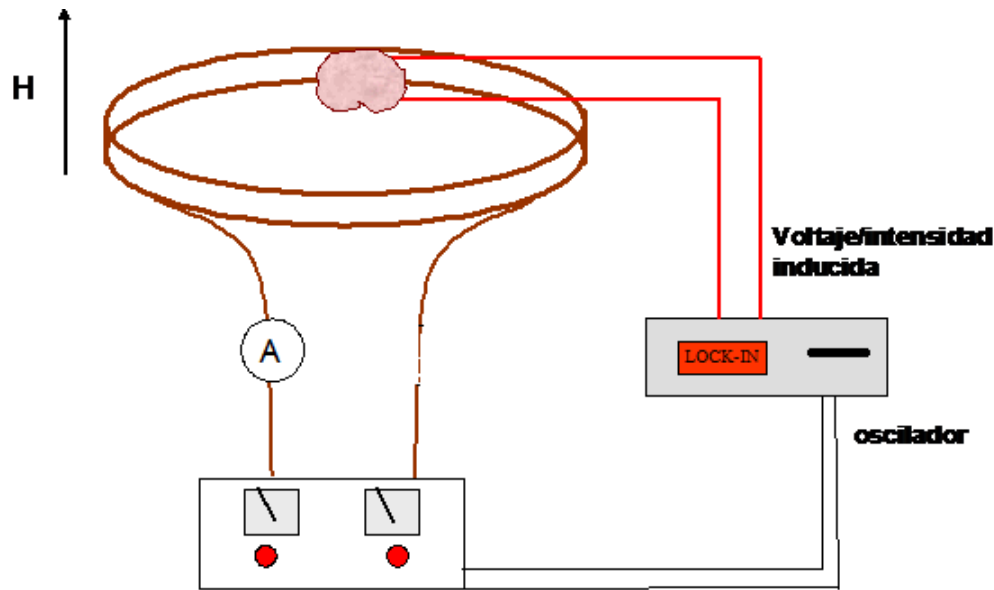


Figura 2.11. Esquema del sistema utilizado para la medida de las corrientes inducidas *ex vivo*

Las medidas *in vivo* fueron realizadas con una espira rectangular de $2,2 \times 1 \text{ m}^2$ y 10 vueltas creada con pletina de cobre de $1 \times 0,3 \text{ cm}^2$ lo que nos permitía simular una línea de alta tensión en las cercanías del animal de estudio. Ésta espira era alimentada con el oscilador del *Lock-in* el cual era amplificado por un amplificador “Kepco” BOP 2050, ya que se necesitaba una corriente mínima del orden de 10 amperios por vuelta para obtener una corriente inducida que pudiese ser detectada. La corriente que circulaba por las espiras era registrada por una pinza amperimétrica, para calcular el campo al que era sometido el animal de estudio. En este caso, el cerdo se colocaba justo debajo del lado más largo de la espira y los electrodos se colocaban según la dirección de éste, ya que es la dirección en la que teóricamente irían las corrientes inducidas.

Los electrodos utilizados en estas medidas fueron los electrodos de platino y de oro de los que ya se ha hablado previamente. El esquema del sistema de medida se muestra en la figura 2.12.

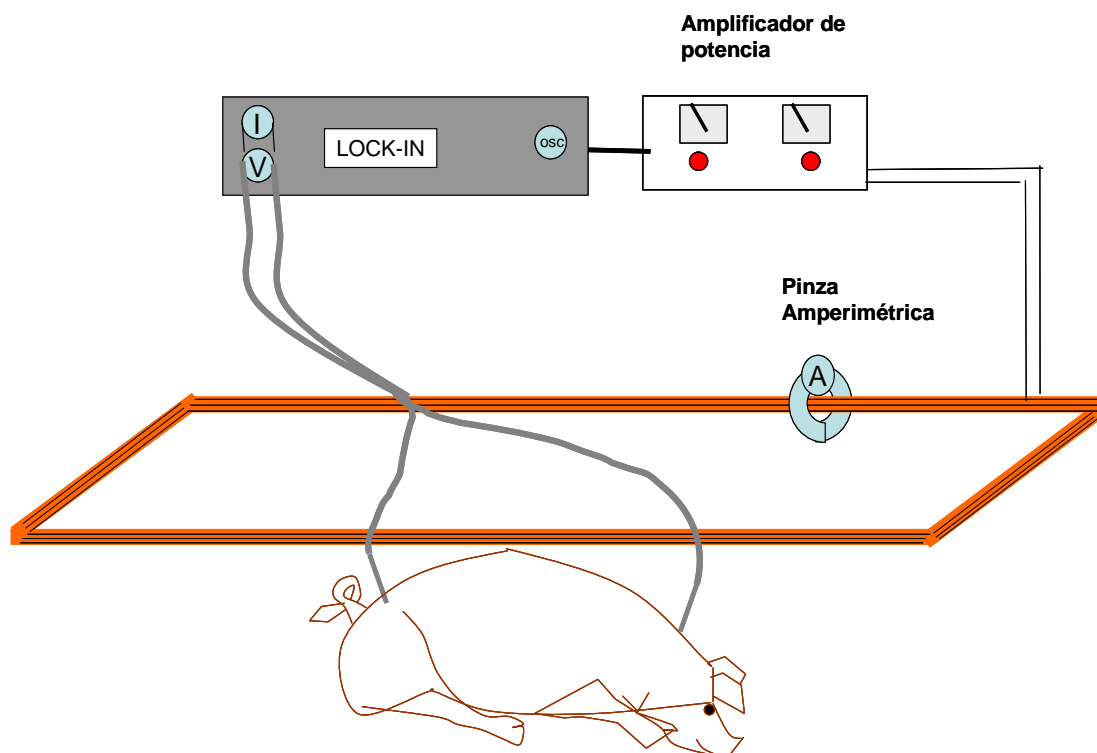


Figura 2.12. Esquema del montaje experimental para las medidas in vivo con corrientes inducidas por el campo magnético alterno

Referencias

- ¹ Gabriel S, Lau R W and Gabriel C 1996 *The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz* Phys. Med. Biol. 41 2251-2269
- ² Gabriel C, Chan T Y A and Grant E H 1994 *Admittance models for open ended coaxial probes and their place in dielectric spectroscopy*, Phys. Med. Biol. 39, 2183-2200
- ³ Gabriel C, Peyman A and Gran E H 2009 *Electrical conductivity of tissue at frequencies below 1 MHz*, Phys. Med. Bio. 54 4863-4878
- ⁴ Hart F X, Toll R B, Berner N J and Bennett N 1996 *The low-frequency dielectric properties of octopus arm muscle measured in vivo* Phys. Med. Biol. 41 2043-2052.
- ⁵ A Barchanski, H De Gersem, E Gjonaj and TWeiland 2005 *Impact of the displacement current on low-frequency electromagnetic fields computed using high-resolution anatomy models*, Phys. Med. Biol. 50, N243-N249
- ⁶ Gabriel C, Gabriel S and Corthout E 1996 *The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey* Phys. Med. Biol. 41 2231-2249.

CAPÍTULO 3. RESULTADOS EXPERIMENTALES

En este capítulo se presentan los resultados experimentales de las medidas de conductividad en órganos internos y tejidos biológicos. Se han medido las propiedades del hígado, riñón, corazón, músculo cardíaco y médula espinal, así como de la sangre y del líquido cefalorraquídeo utilizando los métodos descritos en el capítulo anterior. El animal de experimentación utilizado ha sido el cerdo por tener sus propiedades físicas muy similares a las del ser humano¹.

3.1 Introducción

El estudio de la conductividad y permitividad de los órganos se lleva realizando desde los años 50 tal y como muestran, por ejemplo, los trabajos de Schwann^{2,3}, y han continuado a lo largo de los años, hasta nuestros días^{4,5}. En estos trabajos se recogen valores de la conductividad y la permitividad en el rango de las frecuencias no ionizantes, pero en su mayoría son medidas realizadas por encima de los KHz. Esto es debido a que, como se ha dicho en el capítulo anterior, a baja frecuencia aparecen efectos de polarización debidos a los electrodos, lo que complica la obtención de la conductividad. Además, en su mayor parte son medidas realizadas *ex vivo*, en las horas posteriores a la extracción del órgano del animal de experimentación, como cerdos, caballos o ratones. En 1996, Gabriel *et al*^{6,7} presentaron una revisión de los datos de conductividad existentes, así como de los obtenidos mediante nuevas medidas, a las frecuencias en las que observaron que existía un vacío en la literatura, incluyendo así medidas a baja frecuencia. Ésta es la guía que se utilizó en prácticamente todos los cálculos numéricos de los principales grupos en este campo^{8,9}, incluidas las simulaciones que se han usado para establecer los límites de campo magnético y eléctrico en las distintas normativas^{10,11}. Conviene resaltar que en estas nuevas medidas el órgano también era medido *ex vivo*, en las 2 horas posteriores a su extracción del animal de experimentación. Por este motivo, al abordar este trabajo con el fin de obtener un cálculo lo más preciso posible de las corrientes inducidas, consideramos que era necesaria la realización de nuevas medidas de conductividad a frecuencias cercanas a la frecuencia industrial con el animal vivo, siempre que fuese posible, o con el órgano recién extraído, en el caso de que las dificultades técnicas fueran tales que impidiesen la medida *in vivo*. Posteriormente en 2009 ha aparecido una nueva

guía¹² en la que se han realizado medidas de distintos órganos *in vivo*, así como un resumen de las medidas hasta esa fecha.

3.2 Medidas experimentales

Como se mencionó en el capítulo anterior las medidas se llevaron a cabo en el Servicio de Cirugía Experimental de la Clínica Universitaria Puerta de Hierro, con ayuda del personal médico y técnico del propio servicio. Las medidas de los órganos se realizaron con el animal vivo y anestesiado, El cuidado y manejo del animal se atuvo a las leyes española y europea y a los *Principles of Laboratory Animal Care* establecidos por el *Institute of Laboratory Animal Resources* y la *Guide for the Care and Use of Laboratory Animals* (NIH 85-23, revisado en 1996).

3.2.1. Líquidos biológicos

Se han realizado medidas sobre dos de los líquidos propios del cerdo: la sangre y el líquido cefalorraquídeo (LCR).

3.2.1.1. Sangre

Las medidas en la sangre fueron realizadas en el circuito dinámico explicado en la sección 2.2.2, es decir *ex vivo*, por la extremada dificultad de realizarlas *in vivo*, ya que es muy complicado insertar electrodos dentro de una vena o arteria y medir con la sangre circulando, sin que ésta se vaya saliendo. Las medidas se han llevado a cabo sobre dos muestras de sangre de cerdo en dos días diferentes. Las muestras, cada una de unos 5 litros de volumen, fueron obtenidas sacrificando simultáneamente tres cerdos cada vez.

Se aplicó al circuito un campo magnético alterno, en un rango de frecuencias desde 20 Hz a 15 KHz, midiendo la diferencia de potencial inducido entre los extremos del circuito y la corriente eléctrica en el mismo, con el fin de obtener la impedancia del circuito. También se midieron las fases respectivas respecto al campo magnético aplicado, para obtener la diferencia de fase entre la tensión y la corriente inducida para cada frecuencia estudiada.

Las figuras 3.1 y 3.3 muestran los resultados de la impedancia en función de la frecuencia para las dos muestras estudiadas, mientras que en las figuras 3.2 y 3.4 se representan los resultados correspondientes a la diferencia de fase entre el potencial y la intensidad de corriente para ambos experimentos respectivamente.

Así mismo, en cada figura se muestran los parámetros de los ajustes realizados para una impedancia equivalente de un circuito RLC con sus componentes en serie, tal y como se explicó en el capítulo anterior. El coeficiente de regresión de los ajustes realizados es muy elevado y permite determinar con bastante precisión los valores de la resistencia, autoinducción y capacidad del circuito equivalente.

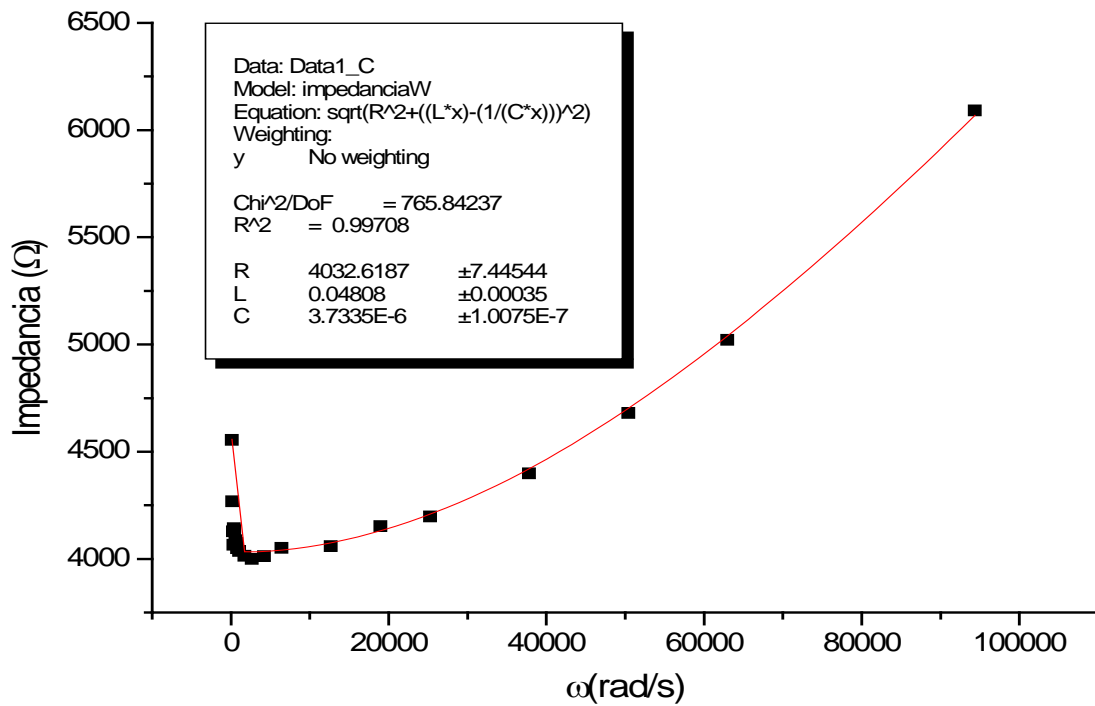


Figura. 3.1. Impedancia en función de la frecuencia angular de la sangre a 36 °C de la muestra 1.

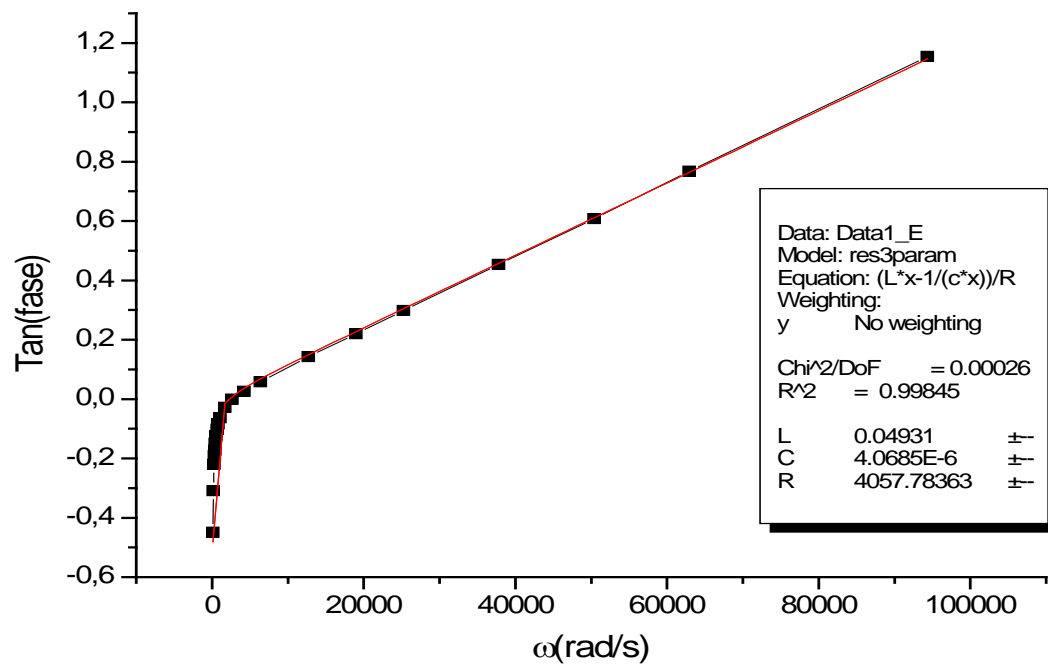


Figura. 3.2. Tangente de la fase en función de la frecuencia angular de la sangre a 36 °C, de la muestra 1.

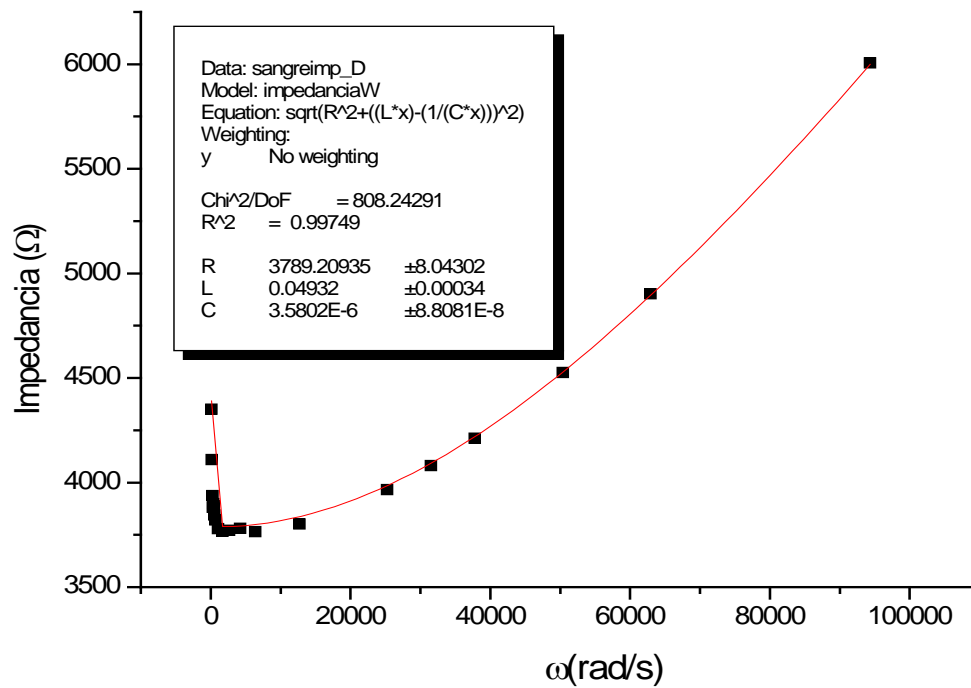


Figura. 3.3. Impedancia en función de la frecuencia angular de la sangre a 36 °C de la muestra 2.

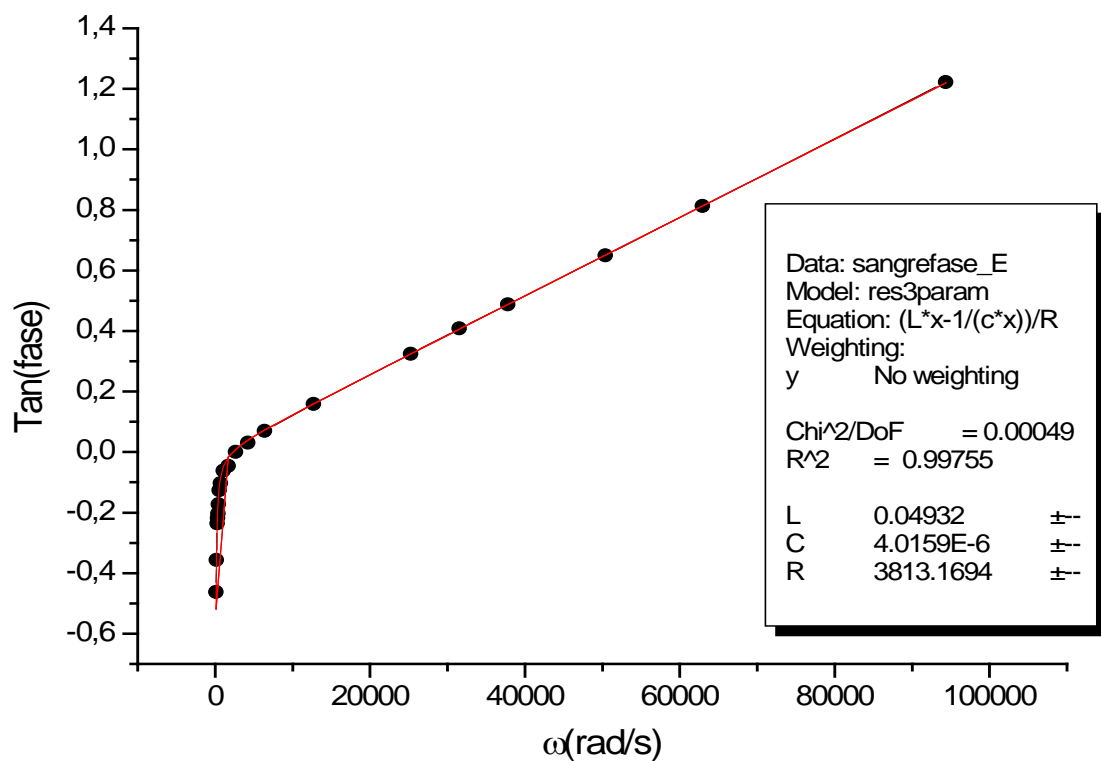


Figura. 3.4. Tangente de la fase en función de la frecuencia angular de la sangre a 36 °C de la muestra 2.

La Tabla 3.1, recoge los valores obtenidos, a partir de los ajustes realizados en las gráficas, de la resistencia, autoinducción y capacidad del circuito equivalente de ambas muestras.

Tabla 3.1				
	Ajuste Z_1	Ajuste Φ_1	Ajuste Z_2	Ajuste Φ_2
R (KΩ)	4	4	3,8	3,8
L (mH)	48	49	49	49
C (μF)	3,7	4	3,6	4

Tabla 3.1. Valores de la resistencia, autoinducción y capacidad del circuito para la medida de la conductividad de la sangre según los ajustes teóricos.

Como se ha demostrado en el capítulo anterior, tanto los valores de la capacidad como los de la autoinducción son adscribibles al sistema de medida, y no a la sangre.

Por otro lado, la geometría del sistema de medida es tal que la longitud del tubo en el que se introduce la sangre es mucho mayor que su sección. Esto quiere decir que el factor de celda es 1, tal y como se explica en el apéndice I, por lo que la conductividad atribuible al electrolito que se mide, que en este caso es la sangre, viene dada por la ecuación I.5.

$$Z = L / \sigma \cdot A$$

Y por lo tanto:

$$\sigma = L / Z \cdot A \quad (3.1)$$

En este caso, el diámetro interno de los tubos donde se introduce el electrolito es $\Phi_{in} = 38 \text{ mm}$. A este tubo se le hace dar dos vueltas con diámetro medio de curvatura de $\Phi_{cur} = 49,2 \text{ cm}$, por lo que

$$A = \pi \cdot \left(\frac{\Phi_{in}}{2} \right)^2 = 11,34 \text{ cm}^2 \quad (3.2)$$

$$L = 2 \cdot (\pi \cdot \Phi_{cur}) = 3,09 \text{ m} \quad (3.3)$$

Por lo tanto, a partir de los valores de R obtenidos en los dos experimentos, se obtiene un valor de la conductividad de 0,70 S/m para el primer caso y de 0,74 S/m para el segundo, lo que nos da un valor de 0,72±0,02 S/m para la sangre. Este valor de conductividad es similar a los valores encontrados en la literatura de 0,7 S/m⁶.

Es bien conocido que la conservación, tanto de la sangre, como de los órganos para trasplante, se realiza a bajas temperaturas. Así mismo es conocida la dependencia de la conductividad de los electrolitos con la temperatura. Para comprobar esta disminución se ha realizado una medida de la conductividad de la sangre 18 °C para la muestra de sangre 2. Los resultados se muestran en la figura 3.5. El ajuste teórico a un circuito RLC da un valor de R de 5892 Ω , que a partir de la ecuación 3.1 da un valor de la conductividad de 0,47 S/m, o dicho de otro modo, una disminución de la temperatura de 18°C supone una disminución de la conductividad entorno a un 35%.

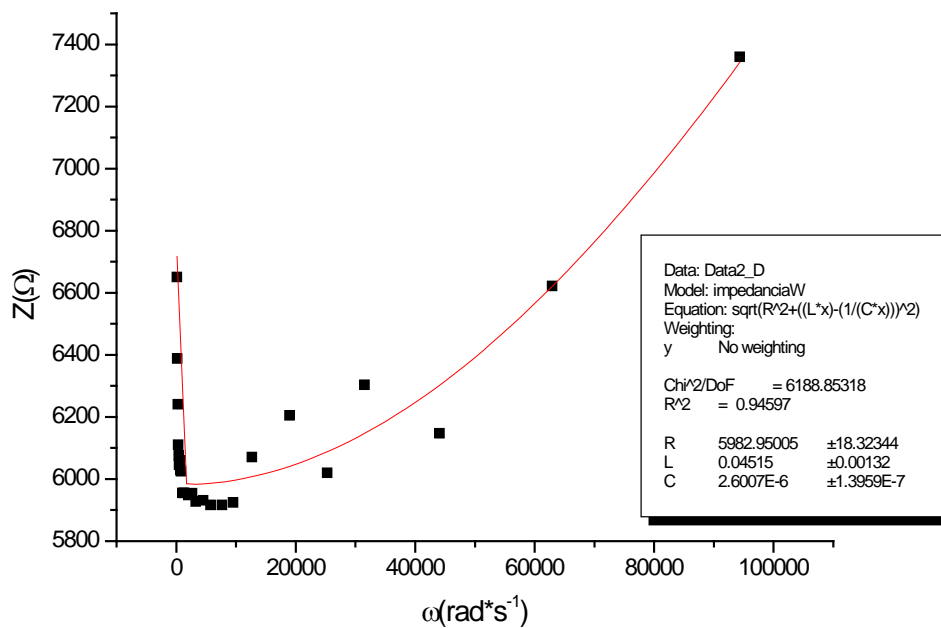


Figura 3.5. Impedancia en función de la frecuencia angular para la sangre a 18 °C.

Esto pone de manifiesto la importancia de efectuar las medidas de conductividad de los distintos líquidos biológicos como de los órganos a temperatura corporal.

3.2.1.2. Líquido Cefalorraquídeo

Las medidas del líquido cefalorraquídeo (LCR) fueron realizadas *ex vivo* (al igual que las de la sangre y por las mismas razones expuestas en el apartado anterior) en el montaje experimental explicado en la sección 2.2.2 del capítulo anterior.

Se realizó una medida de la conductividad a 36 °C. Las medidas de impedancia obtenidas se muestran en la figura 3.6.

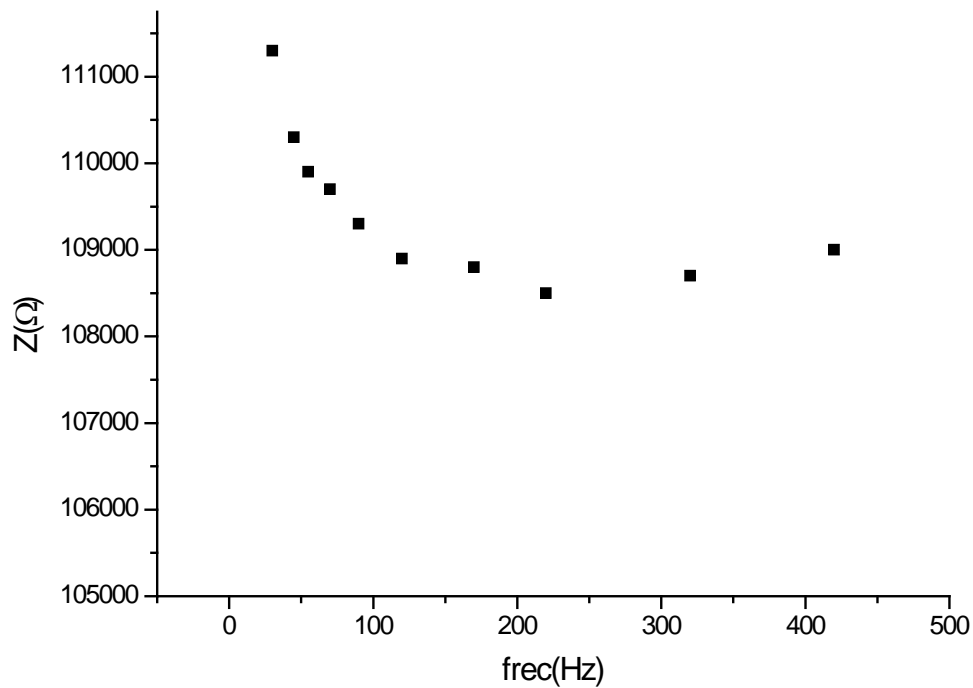


Figura. 3.6. Impedancia del líquido cefalorraquídeo en función de la frecuencia.

Se puede observar que el efecto capacitivo es menos pronunciado que en las medidas de la sangre. Esto se debe a que la resistencia del LCR en esta instalación es muy elevada, ya que la sección del cable es muy pequeña lo que hace que aumente la resistencia. A partir de la componente real de esta impedancia, que es 108000 Ω , y teniendo en cuenta la geometría de la instalación obtenemos una conductividad de 1,9 S/m. Nuevamente, este valor es muy similar al existente en la literatura que es de 2 S/m⁶.

3.2.2. Órganos

En los siguientes apartados se va a mostrar los valores experimentales de conductividad obtenidos *in vivo* para los distintos órganos.

3.2.2.1. Hígado

La caracterización del hígado se realizó mediante seis medidas diferentes de cuatro órganos distintos, usando los dos métodos anteriormente explicados en el apartado 2.3. Tres medidas fueron realizadas mediante el método de potenciales de contacto y tres con corrientes inducidas.

Se colocó el animal en posición decúbito supino (boca arriba) y se realizó una laparotomía media, desde el apéndice xifoides (borde inferior del esternón) hasta la zona suprapúbica. Para el estudio de las impedancias se eligieron los lóbulos central y lateral izquierdos, por la facilidad de acceso. Los electrodos eran colocados en lados opuestos de un mismo lóbulo como se muestra en la figura 3.7. Como se puede observar, los electrodos eran sujetados con la ayuda de una malla tubular elástica para evitar desplazamientos durante el proceso de medida.

Como las corrientes que se inducen en los órganos, debidas al campo generado por la espira, son muy bajas, en cada medida hay que ajustar la posición relativa entre la espira y el órgano, para que se genere la máxima intensidad de corriente para un campo dado, y esto se daba cuando el campo generado por la espira era perpendicular a la sección entre los electrodos. En las medidas inducidas en el hígado, la espira se colocó en la posición que se muestra en la figura 3.8, situando la espira lo más cercanamente posible al órgano, para crear el mayor campo posible.

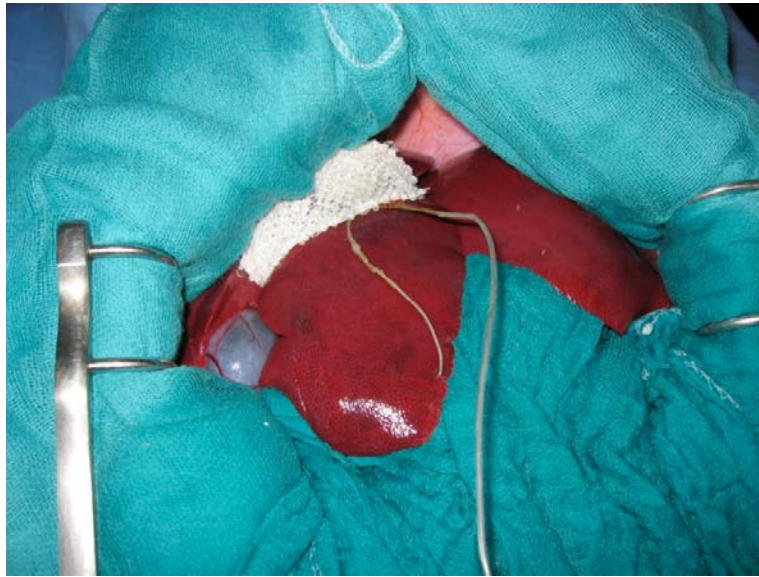


Figura. 3.7. Imagen del hígado con los electrodos durante una de las medidas in vivo.



Figura. 3.8. Imagen de la instalación de medida de la conductividad del hígado in vivo mediante el método de corrientes inducidas.

Se ha realizado un barrido en frecuencias entre 30 Hz y 120 Hz para poder estimar el efecto capacitivo que se genera en la zona de contacto entre los electrodos y el órgano.

En la figura 3.9 se muestra una relación típica de voltaje e intensidad medidos a distintas frecuencias. La pendiente de las curvas va disminuyendo según aumenta la frecuencia de estudio, de modo que a 120 Hz, que es la mayor de las frecuencias representadas, se tiene la pendiente menor y a 30 Hz, que es la menor frecuencia representada en este caso, se tiene la mayor pendiente. Esto implica una mayor impedancia a frecuencias más bajas, lo que se corresponde con un efecto capacitivo.

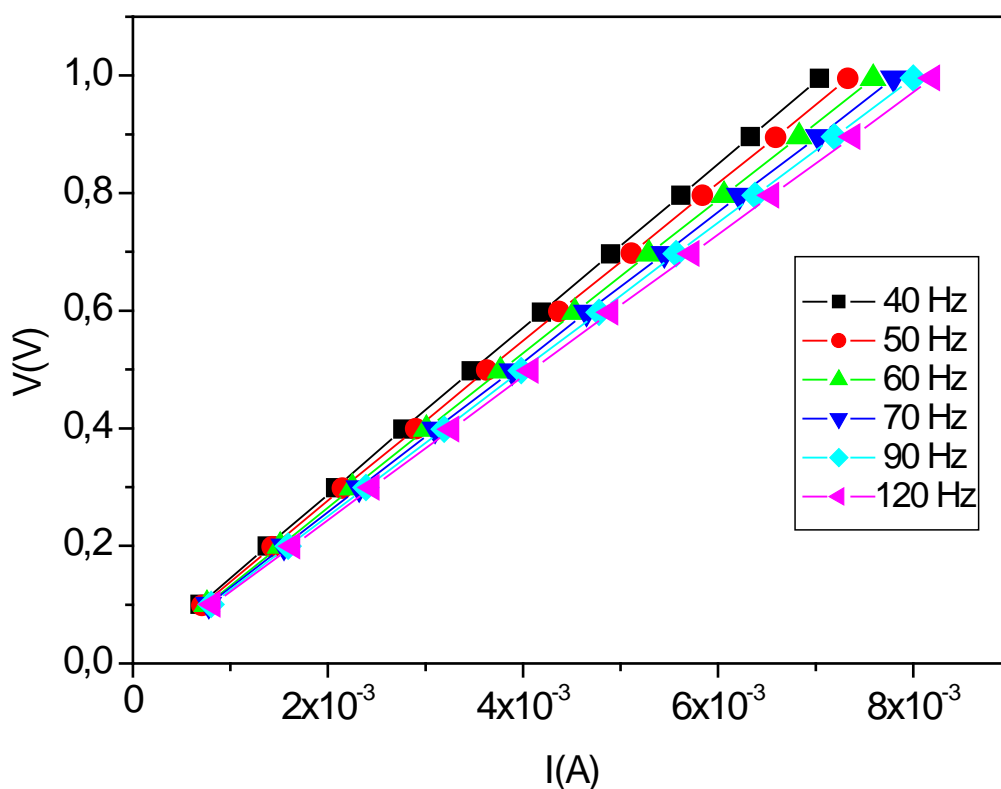


Figura 3.9. Curva de voltaje frente a intensidad medidas en un hígado a diferentes frecuencias

Para ilustrar los resultados obtenidos con electrodos de distinta geometría, en la figura 3.10 se muestran los valores de impedancia a distintas frecuencias de uno de los hígados estudiados, medidos con los electrodos de oro y los de platino. También se puede observar, en este caso, el aumento de impedancia cuando disminuye la frecuencia, así como que el valor de la impedancia para los electrodos de oro es prácticamente la mitad que para los electrodos de platino. Esta diferencia de valores está principalmente atribuida a la diferente sección de los electrodos, tal y como se explicó en el capítulo anterior.

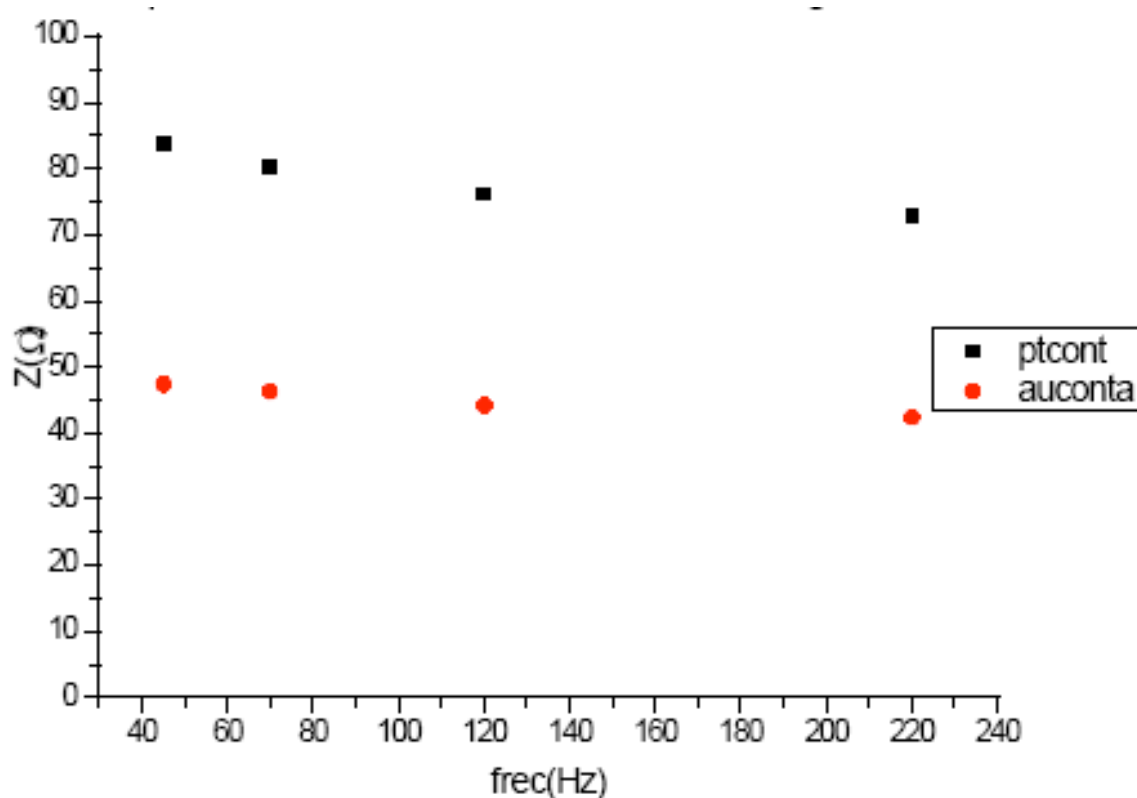


Figura. 3.10. Impedancia de un hígado, medida con los electrodos de oro y con los de platino.

Para obtener los valores de la conductividad, se extrae la componente real de las impedancias medidas y se sustituye en el valor de Z de la ecuación 2.5. Los valores de la componente real de la impedancia de los distintos órganos, así como el factor de celda, estimado mediante el cálculo de elementos finitos, y la conductividad, que se obtiene para

cada órgano, se muestran en la tabla 3.2. A partir de estos valores se obtiene un valor de conductividad para el hígado de $0,22 \pm 0,03$ S/m.

Tabla 3.2					
Electrodos	Método medida	Z (Ω)	Distancia entre electrodos (cm)	Factor de celda	σ (S/m)
Oro	Contacto	39	2,3	0,66	0,24
Oro	Contacto	42	2	0,69	0,21
Platino	Contacto	72	2	0,52	0,23
Oro	Inducido	48	2	0,69	0,18
Platino	Inducido	76	2	0,52	0,22
Oro	Inducido	39	2.5	0,63	0,25

Tabla 3.2. Resumen de las medidas de conductividad del hígado

Por otro lado una ventaja de las medidas llevadas a cabo por el método de las corrientes inducidas es que, además de calcular la conductividad, nos permiten obtener las corrientes inducidas en función del campo magnético externo al que están sometidos. Para hallar la densidad de corriente medimos la corriente eléctrica registrada entre la sección de los electrodos con los que se ha realizado la medida. En la figura 3.11 se observa la variación de la densidad de corriente inducida en función del campo magnético externo para uno de los hígados estudiados. Se puede comprobar que a una frecuencia de 45 Hz y un campo $B=500 \mu\text{T}$ (límite normativo y legal para los trabajadores¹³) se tiene una densidad de corriente de $0,35 \text{ mA/m}^2$, que es muy inferior a lo exigido por la norma que es de 10 mA/m^2 . El resto de las medidas ofrecen resultados similares.

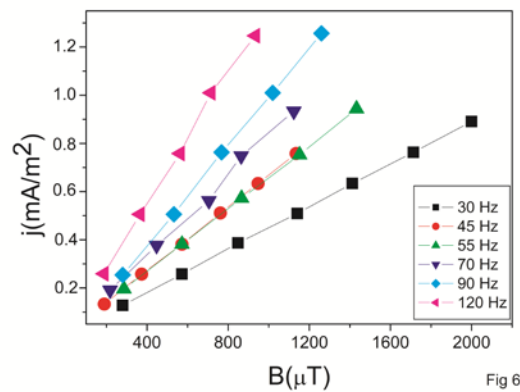


Figura 3.11. Densidad de corriente en función del campo magnético externo en una de las medidas del hígado a distintas frecuencias.

3.2.2.2. Riñón

La caracterización de la conductividad de riñón se realizó mediante 8 medidas en cinco órganos distintos. Seis de las medidas fueron con potenciales de contacto y dos con corrientes inducidas.

Se colocó el animal en posición decúbito supino sobre la mesa de quirófano y se realizó una laparotomía media, desde el apéndice xifoides hasta la zona suprapúbica. Rechazando el intestino hacia la izquierda, se visualizó el riñón derecho. Con el fin de tener acceso tanto a su superficie anterior como a la posterior, se decapsuló completamente (figura 3.12).

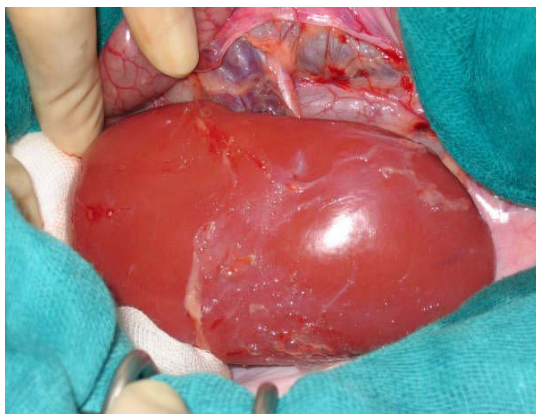


Figura. 3.12. Imagen de uno de los riñones estudiados

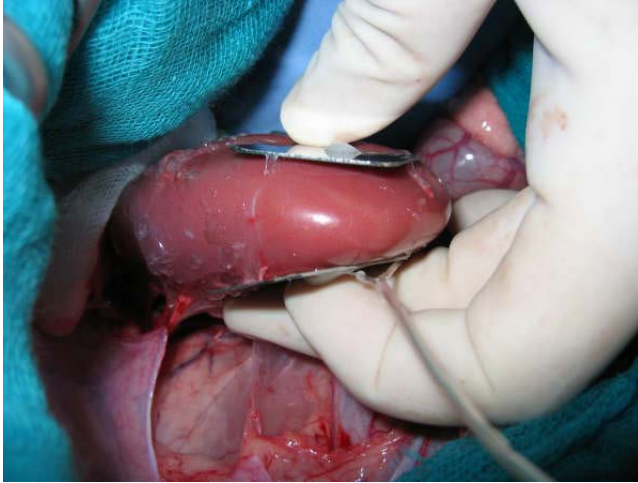


Figura 3.13. Colocación de los electrodos en la medidas del riñón

En la figura 3.14 se muestra la impedancia de uno de los riñones estudiados así como sus componentes real e imaginaria. Se puede observar que la parte real de la impedancia se mantiene constante en el rango de frecuencias estudiado, lo que implica que la conductividad es constante también en ese rango. En la tabla 3.3 se muestran los resultados obtenidos en los distintos experimentos.

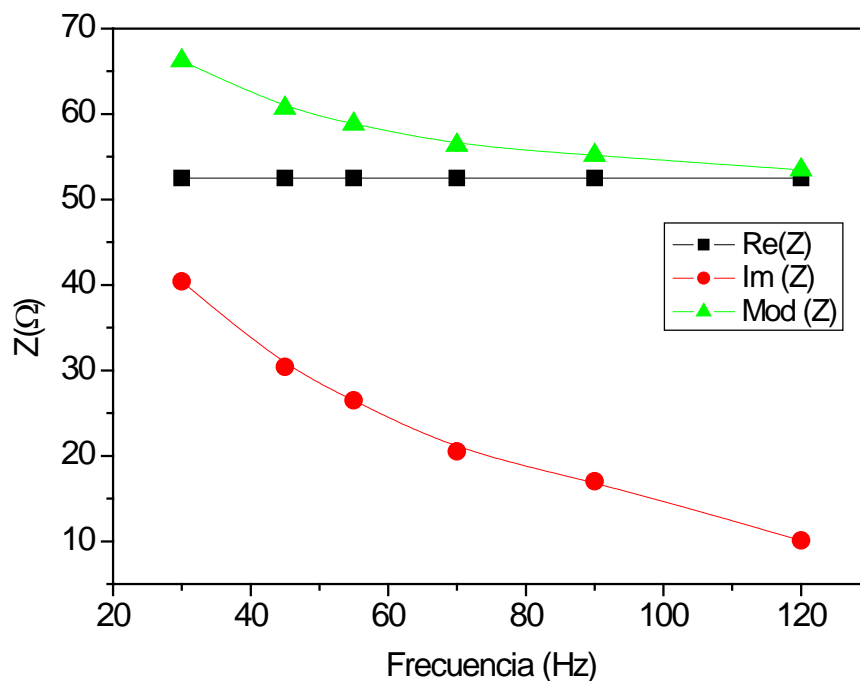


Figura 3.14. Impedancia y sus componentes real e imaginaria de uno de los riñones medidos en función de la frecuencia.

Tabla 3.3					
Electrodos	Método medida	Z (Ω)	Distancia entre electrodos (cm)	Factor de celda	σ (S/m)
Oro	Contacto	44	2,9	0,72	0,30
Oro	Contacto	38	3,1	0,68	0,35
Oro	Contacto	47	3,9	0,65	0,34
Oro	Contacto	41	3,1	0,69	0,33
Platino	Contacto	53	2,8	0,43	0,37
Plata	Contacto	243	3,2	0,076	0,33
Oro	Inducido	38	2,9	0,72	0,35
Oro	Inducido	39	3,2	0,68	0,35

Tabla 3.3. Resumen de las medidas de conductividad del riñón

El valor que se obtiene de la conductividad del riñón es, por tanto, $0,34 \pm 0,02$ S/m, obteniéndose buen acuerdo entre las medidas de contacto e inducidas con distintos electrodos.

Con respecto a las corrientes inducidas, en la figura 3.15 se puede ver que en este caso a $500 \mu\text{t}$ se tiene aproximadamente $0,6 \text{ mA/m}^2$.

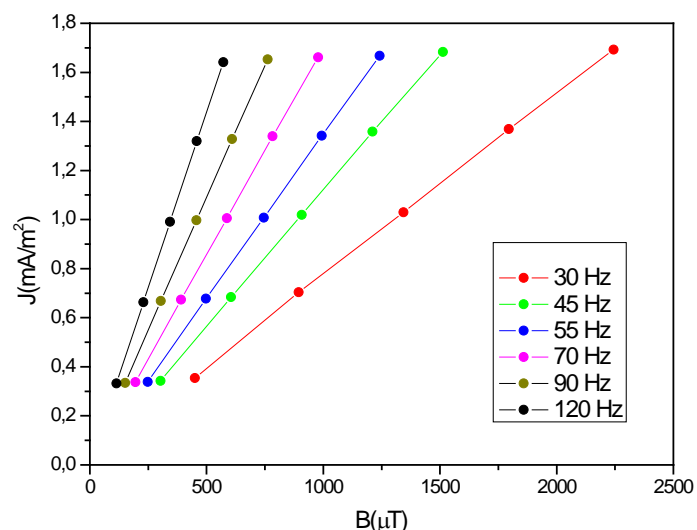


Figura 3.15. Corrientes inducidas en función del campo externo para uno de los riñones estudiados.

3.2.2.3. Corazón

Las medidas *in vivo* del corazón presentan una dificultad añadida: éste está en continuo movimiento (60-80 pulsaciones por minuto) y además, alberga en su interior una importante cantidad de sangre. En un principio, se realizaron las medidas a corazón parado y con circulación extracorpórea, para evitar el movimiento de los electrodos. Sin embargo, este procedimiento va necesariamente acompañado de un descenso en la temperatura del órgano hasta valores entre 20°C y 30°C, la cual se aleja lo suficiente del valor de temperatura normal como para afectar al valor de la conductividad. Por este motivo, las medidas se realizaron sin interrumpir los latidos del corazón, manteniendo los electrodos fijos en la superficie del corazón con una malla tubular elástica.

Simplificando mucho la estructura del corazón, se podría pensar en un órgano constituido por una cáscara de músculo que encierra una cantidad variable de sangre. Con el fin de discernir en qué medida contribuye la sangre y el tejido muscular del corazón a la conducción eléctrica de dicho órgano, se han realizado medidas *ex vivo* sobre dos

muestras de miocardio. Estas medidas tuvieron que realizarse *ex vivo* ante la imposibilidad de mantener el corazón sin sangre *in vivo*.

Para realizar las medidas *in vivo* se colocó al animal en posición decúbito supino, se realizó una esternotomía media y se abrió el pericardio ampliamente (Figura 3.16.).

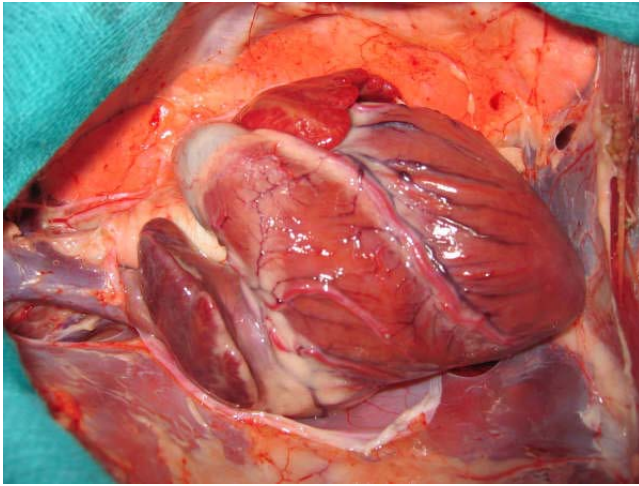


Figura 3.16. Fotografía del corazón dispuesto para las medidas experimentales.

Posteriormente se colocaron electrodos en las caras anterior y postero-lateral del ventrículo derecho de modo que estuviesen enfrentados (Figura 3.17).

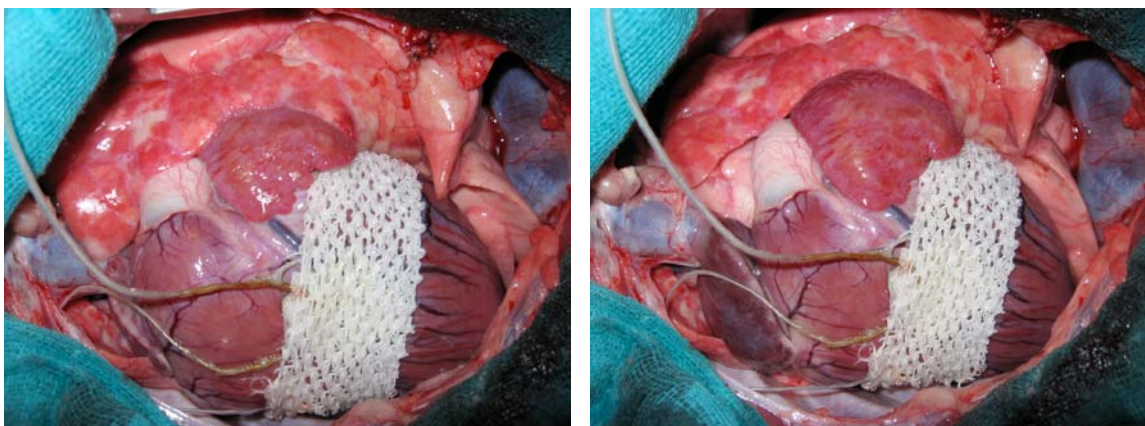


Figura 3.17. Fotografía del corazón con los electrodos de platino.

Se han registrado valores de impedancia sobre tres órganos distintos con el corazón latiendo en régimen normal. Como se ha dicho en cada latido varía la distancia entre electrodos, lo que hace que varíe la intensidad y el potencial registrados. También en cada latido varía la relación entre la sangre en el interior del corazón y el tamaño del músculo cardiaco, lo que, como se verá a continuación, afecta al valor de impedancia total. Para calcular el valor de la impedancia se usó el valor medio del potencial y corriente en cada latido.

En la figura 3.18. se muestran los valores de impedancia en función de la frecuencia, del corazón *in vivo*. Nuevamente se puede observar que los valores de impedancia disminuyen con la frecuencia debido al efecto capacitivo de los electrodos y, lo que es más importante, que la componente real nuevamente se mantiene constante en el rango de frecuencia estudiado, lo que nos indica que la conductividad se mantiene constante en este intervalo.

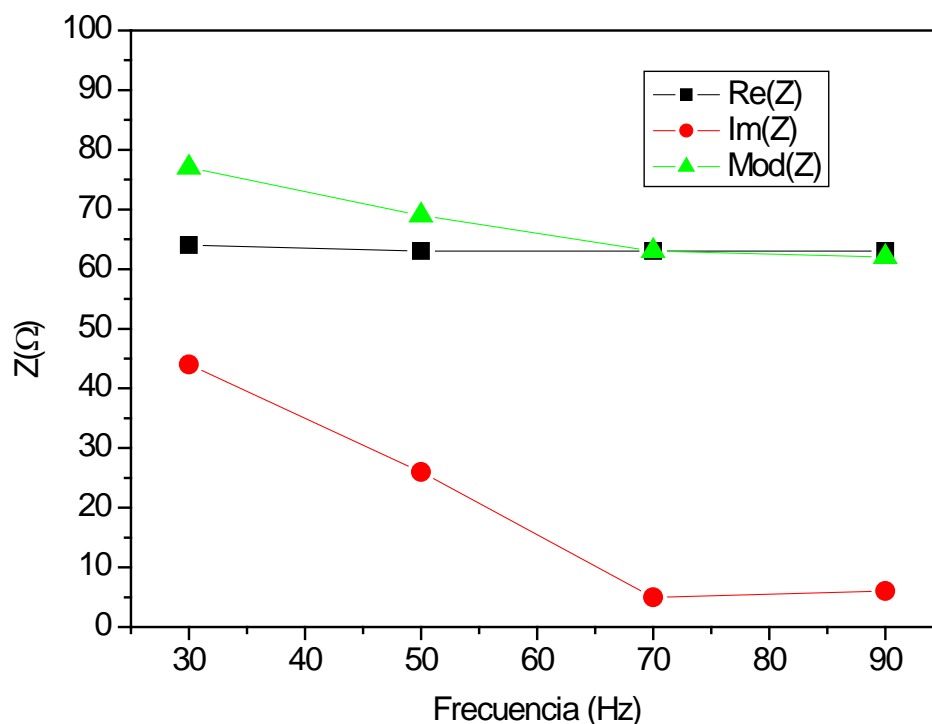


Figura 3.18. Impedancia del corazón a distintas frecuencias mostrando las componentes reales e imaginarias.

En la tabla 3.4 se recogen los valores de la conductividad obtenidos para los tres experimentos. A partir de éstos se obtiene una conductividad media de $0,29 \pm 0,03$ S/m para el corazón *in vivo*.

Tabla 3.4					
Electrodos	Método Medida	Z (Ω)	Distancia entre Electrodos (cm)	Factor de celda	σ(S/m)
Platino	Inducido	131	5,7	0,36	0,25
Oro	Inducido	76	7,1	0,51	0,30
Oro	Inducido	63,4	6,4	0,49	0,31

Tabla 3.4. Resumen de las medidas de conductividad del corazón

En el caso del miocardio en solitario se han realizado dos medidas. Los valores de conductividad se muestran en la tabla 3.5. Se puede observar que el valor de la conductividad del músculo es mucho menor que la del corazón con sangre.

Tabla 3.5					
Electrodos	Método medida	Z (Ω)	Distancia entre Electrodos (cm)	Factor de celda	σ(S/m)
Oro	Inducido	97	1,1	0,82	0,10
Platino	Inducido	83	1,8	0,69	0,15

Tabla 3.5. Resumen de las medidas de conductividad del miocardio (ex vivo)

De hecho, se ha realizado una simulación numérica, utilizando el programa de elementos finitos, en la que se ha simulado, a partir de las medidas obtenidas directamente sobre uno de los órganos, un corazón

de 6 cm de ancho con 1 cm de pared por ambos lados y 4 cm de sangre. Asignando a cada región la conductividad hallada para el músculo del corazón y la hallada para la sangre, la conductividad que se obtiene es de 0,29 S/m, muy cercana a la obtenida experimentalmente. Por lo tanto, parece claro que, además de las diferencias que puedan surgir entre distintos especímenes, en el caso del valor de la conductividad del corazón como un todo, influye de modo especialmente importante la relación entre el tamaño del músculo cardíaco y el volumen de sangre que contenga.

Con respecto a las corrientes inducidas en función del campo, en el caso del corazón se observan corrientes de 0,8 mA/m² para un campo de 100 μ T a 60 Hz. Estos valores nuevamente son inferiores a los estipulados por la norma, aunque son superiores a los registrados en los dos órganos anteriormente estudiados.

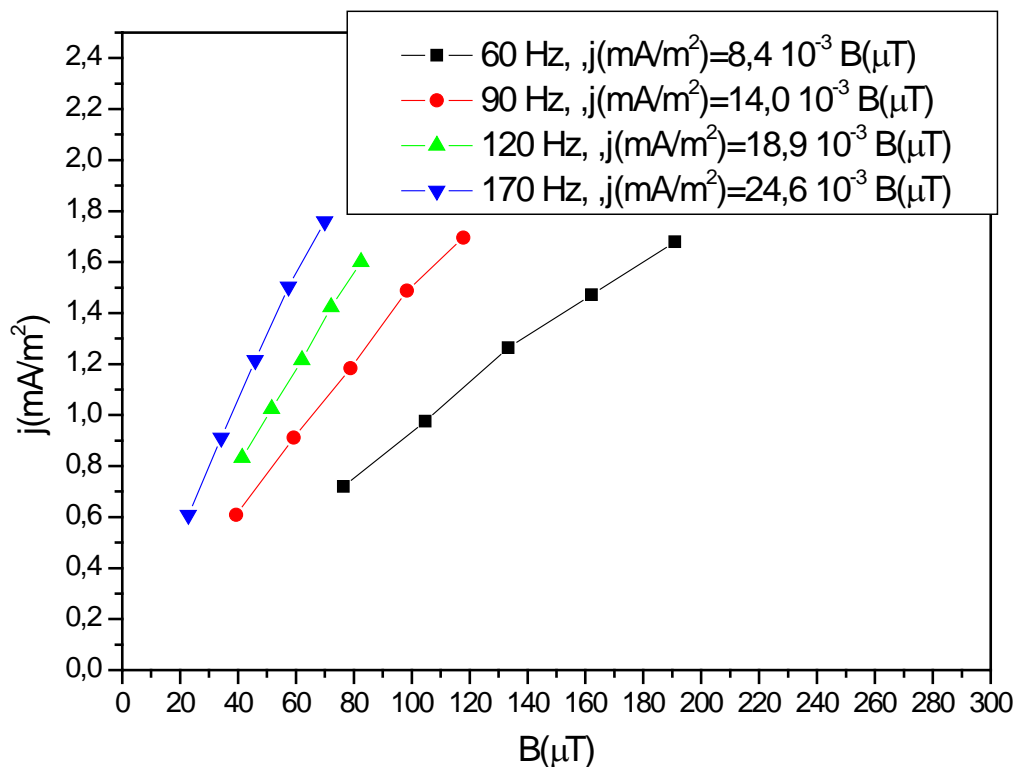


Figura 3.19. Corrientes inducidas en función del campo externo para uno de los corazones estudiados.

3.2.2.4. Médula espinal

Se han estudiado tres medulas distintas. Las medidas se han realizado con los electrodos de plata debido a la pequeña sección de la médula. En la siguiente figura se muestra una imagen montaje experimental utilizado en las medidas.

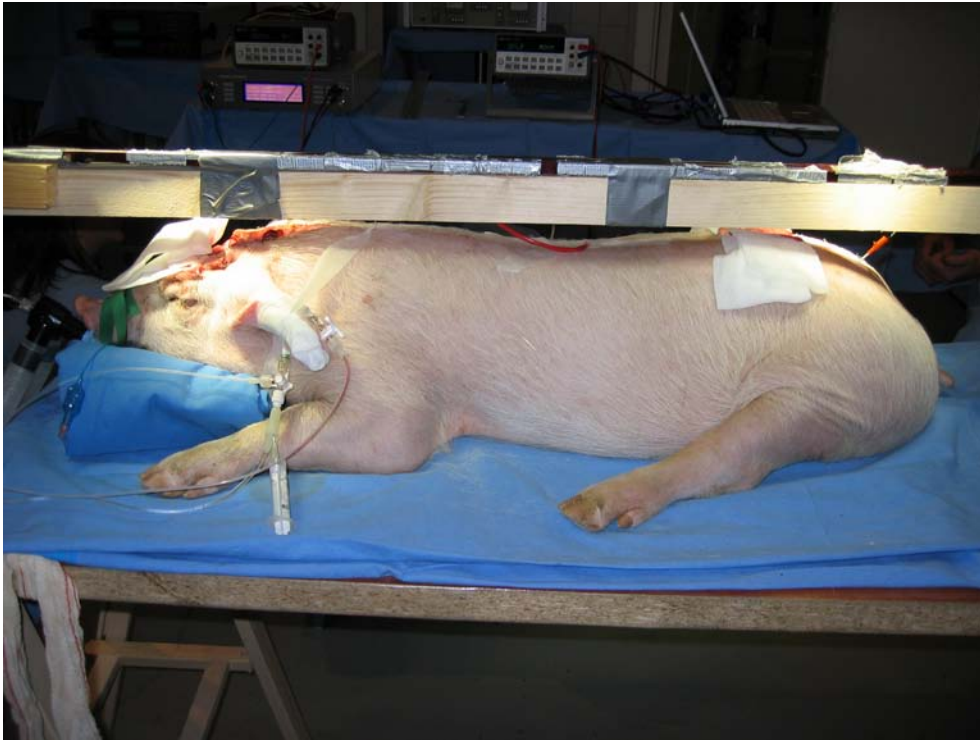


Figura 3.20. Montaje experimental de las medidas de la médula

En la tabla 3.6 se muestran las impedancias medidas en la médula así como los valores de conductividad obtenidos para cada espécimen.

La conductividad obtenida es de $1,3 \pm 0,2$ S/m.

Tabla 3.6					
Electrodos	Método medida	Z (Ω)	Distancia entre electrodos (cm)	Factor de celda	σ (S/m)
Plata	Inducido	4700	19	1	1,2
Plata	Inducido	2000	10	1	1.3
Plata	Contacto	3300	15	1	1.5

Al igual que el corazón la médula es un órgano que tiene un líquido (LCR) de alta conductividad, con respecto a los órganos, encerrado por un músculo. Se ha realizado una medida *ex vivo* de la conductividad de este músculo obteniéndose un valor de 0,09 S/m.

En la siguiente figura se muestran las corrientes inducidas en función del campo externo para distintas frecuencias. Extrapolando la curva a 45 Hz se puede observar que a 500 μ T la densidad de corriente sería del orden de 2 mA/m².

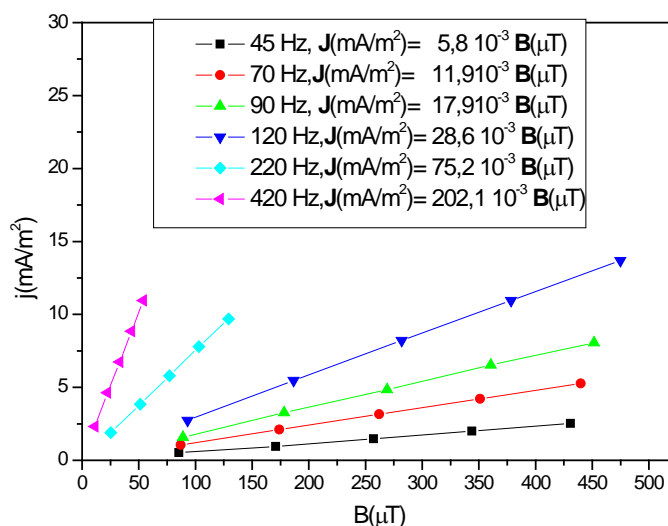


Figura 3.21. Corrientes inducidas en función del campo externo para una de las médulas estudiados.

3.2.3. Discusión

En la tabla 3.7 se resumen los datos de conductividad eléctrica obtenidos para los distintos tejidos y órganos y se comparan con los recogidos en la literatura y utilizados en la mayoría de las simulaciones teóricas realizadas.

Tabla 3.7				
Líquido/ Órgano	$\sigma_{\text{experimental}}$ (S/m)	$\sigma_{\text{gabriel1996}}^6$ (S/m)	$\sigma_{\text{gabriel2009}}^{12}$ (S/m)	Nº muestras
Sangre	0,72±0,02	0,7	0,6	2
LCR	1,9	2	1,59	1
Riñón	0,34±0,02	0,1		8
Hígado	0,22±0,03	0,07	0,091	6
Corazón (c/sangre)	0,29±0,02	-	0,48	3
Miocardio*	0,13±0,03	0,1		2
Médula espinal (c/ LCR)	1,3±0,2	-		4
Médula espinal (s/ LCR)*	0,09	0,1		1

* ex vivo

Tabla 3.7. Resumen de los resultados de conductividad obtenidos en este trabajo y comparación con los valores que se dan en los trabajos más relevantes de la literatura

Es inmediato comprobar que los valores de la conductividad obtenidos en este trabajo son superiores a los reflejados en el primer trabajo de Gabriel, llegando incluso a triplicar su valor. Puesto que la principal diferencia entre ambos es que las medidas de éste se han realizado *in vivo*, mientras que la mayoría de las de Gabriel fueron realizadas *ex vivo*, todo parece indicar que la conductividad de los órganos varía al ser separado del cuerpo, algo que algún autor ya proponía desde hace tiempo¹⁴. Con respecto a las medidas del segundo trabajo de Gabriel las

conductividades son más similares siendo un poco superiores las obtenidas en este trabajo salvo para el caso del corazón. Cabe indicar que en este segundo trabajo de Gabriel se hace un resumen de otras medidas realizadas *in vivo* hasta la fecha y los valores son también similares.

Los mayores valores de conductividad se encuentran en los dos líquidos biológicos fundamentales: la sangre y el líquido cefalorraquídeo. De hecho, hemos podido comprobar, con los datos experimentales y el cálculo en el que se simuló la pared muscular y la sangre, que en la conductividad del corazón como un todo, la cantidad de sangre que contiene en su interior juega un papel crucial. Así mismo, la falta de irrigación o isquemia, lleva asociada numerosos cambios en los procesos de transporte iónico a través de la membrana celular afectando gravemente al equilibrio iónico de las células, y resulta razonable pensar que esto afectará a las propiedades eléctricas de los órganos¹⁵.

Por otro lado, también existen trabajos que muestran una disminución con el tiempo de la conductividad *in vitro* del hígado a frecuencias mayores de 10 KHz¹⁶. Esto significaría que las medidas de conductividad realizadas en las horas posteriores a la escisión serían menores que las obtenidas *in vivo*, y evidentemente, se reflejará en los resultados de los cálculos numéricos en los que se utilicen los valores de conductividad obtenidos de ese modo.

Otra de las cosas a resaltar es que el valor de conductividad se ha mantenido constante para cada órgano en el rango de frecuencias estudiado entre 30 y 120 Hz.

Desde el punto de vista de las corrientes inducidas en función del campo se puede ver que siempre se cumple que la relación entre la corriente y el campo magnético hace que sea más restrictivo el “nivel de

referencia” impuesto sobre este último. También se ve que la densidad de corriente es mucho mayor para el caso de la médula y del corazón. Hay que tener en cuenta que estos valores están afectados por la presencia de cables y electrodos, que en el caso de la médula estaban muy separados entre sí por lo que se creaba un bucle nuevo que hace que la fuerza electromotriz inducida sea mayor. Por lo tanto este valor de densidad de corriente será superior al que existiría sin la presencia de electrodos.

3.3. Estudio sobre la evolución de la conductividad tras la escisión del órgano

Para comprobar la hipótesis del apartado anterior sobre la disminución de la conductividad al medir *ex vivo*, se ha llevado a cabo un estudio experimental, en el que se mide la conductividad de un órgano *in vivo* y en función del tiempo desde el primer momento tras su escisión.

Se realizaron medidas *in vivo* y *ex vivo* sobre un mismo órgano y de forma continua en las horas siguientes a la escisión. Estas medidas se han realizado en dos de los órganos porcinos estudiados: el hígado y el riñón.

Estos dos órganos fueron elegidos porque, dentro de los órganos en los que se realizan transplantes, ambos presentan tiempos de viabilidad diferentes. En el caso del hígado es de 12 horas, mientras que para el riñón puede pasar más de 24 horas (aunque los tiempos pueden variar en función de los métodos de preservación). En otras palabras, presentan diferente resistencia a la evolución biológica y por lo tanto es presumible que también a la evolución de las propiedades eléctricas.

Para estudiar como varía la conductividad al extraer el órgano del cuerpo se midió la impedancia de los órganos en dos situaciones distintas:

- a) *in vivo*, con el órgano dentro del cerdo
- b) *ex vivo*, justo después de la escisión del órgano y en las horas siguientes.

Por otro lado se han realizado medidas en dos escenarios térmicos diferentes:

- a) A la temperatura normal del cuerpo (36°C): Esta temperatura ha sido elegida, por razones evidentes, para comparar las medidas *ex vivo* con las *in vivo*, eliminando la variable de la temperatura, ya que, como se ha dicho, la conductividad de los líquidos electrolitos y de los órganos varía drásticamente con la temperatura. Además, ésta es la temperatura a la que normalmente se realizan las medidas *ex vivo*^{6,7}, puesto que los valores de conductividad a 36°C son los que se deben utilizar en los cálculos numéricos de los efectos de la exposición del cuerpo humano a los campos electromagnéticos.
- b) A la temperatura de preservación de los órganos (1°C) y durante su paulatino calentamiento hasta los 36°C. Esta ha sido elegida, ya que se encuentra en el intervalo de temperatura estándar de conservación de órganos (0-4°C) para minimizar los daños en los tejidos, no solamente para trasplante de órganos, sino también si se pretende realizar medidas de conductividad *ex vivo* posteriormente. En nuestro caso, en particular, se descendió la temperatura del órgano a 1 °C, se mantuvieron los órganos durante 1 hora a esta temperatura y luego se fue calentando progresivamente hasta llegar de nuevo a los 36 °C. Este

experimento nos permite comprobar si las medidas realizadas *ex vivo* de un órgano que ha sido preservado a estas temperaturas durante algún tiempo son válidas, y observar la reversibilidad de las propiedades eléctricas del órgano tras su enfriamiento y posterior calentamiento.

3.3.1. Medidas experimentales 36°C

Todas las medidas fueron realizadas con el método de contacto explicado en el capítulo 2.

Para asegurarse de que los electrodos permanecieran fijos durante todo el proceso de medida, éstos, impregnados de gel conductor, fueron fijados al órgano con ayuda de una malla elástica de sujeción. Como se ha dicho anteriormente, la impedancia medida con el método de dos electrodos depende solamente de la forma y material de los electrodos, de la distancia entre ellos y de la conductividad del órgano estudiado. Mediante las mallas de sujeción garantizábamos que la posición relativa de los electrodos con el órgano se mantenía constante. De este modo los cambios en la impedancia que se miden después de la escisión dependerán solamente de las propiedades eléctricas del órgano y no de las características de los electrodos.

a) Medidas *in vivo*

Se realizaron siguiendo el procedimiento descrito en el apartado 2.3.1.

b) Medidas *ex vivo*

Para mantener la temperatura estable, cada órgano era sumergido en un baño termostático a 36 ° C nada más ser extirpado del cuerpo. El órgano se introducía dentro de una bolsa de plástico esterilizada para evitar el contacto directo del órgano con el medio del baño, permitiendo

únicamente una salida para los cables que unían los electrodos con los aparatos de medida.

Las medidas de los pares I-V se hacían continuamente desde el instante de la escisión hasta que pasaban algunas horas. Las temperaturas de los órganos eran monitorizadas con ayuda de un sensor termistor (Temperature monitor Shiley Inc. Irvine, CA. USA) durante todo el proceso de medida.

En el caso particular de los riñones, una vez terminadas las medidas *in vivo* se ligaron los vasos renales con seda para que no se desangraran. En el caso del hígado, los electrodos se colocaron en el centro del lóbulo izquierdo de modo que, a la hora de extraer el hígado, no fuera necesario extirpar el órgano entero sino sólo una parte del lóbulo izquierdo, siempre teniendo en cuenta que las dimensiones de la parte extirpada fueran lo suficientemente grandes como para no afectar al factor de celda. En ambos casos, los electrodos eran mantenidos en la misma posición para reproducir exactamente *ex vivo* las condiciones geométricas establecidas en las medidas *in vivo*.

3.3.2. Medidas experimentales baja temperatura

Las medidas *In vivo* se realizaron de manera análoga al caso anterior.

El procedimiento para realizar las medidas *ex vivo* en el riñón a baja temperatura fue el siguiente: los vasos renales fueron unidos y divididos; los riñones fueron sacados e inmediatamente perfundidos, por vía arterial, uno de ellos con sangre antóloga fría a 4° C y el otro con solución de la Universidad de Wisconsin (Viaspan®) fría. Finalmente cada órgano era sumergido en un baño de hielo dentro de una bolsa de plástico esterilizado, de manera similar a la utilizada en las medidas a 36°C (Figura 3.19).

Con el hígado se trabajó de manera análoga, cortando el lóbulo izquierdo del hígado que es en el que se realizaron todas las medidas. La temperatura era monitorizada del mismo modo que en las medidas a 36°C



Figura 3.22. Baño de hielo para las medidas del riñón a 1° C

Se han registrado los valores de potencial y de intensidad mientras los órganos eran enfriados. Hay que tener en cuenta que durante este proceso la impedancia varía por el tiempo que está sin irrigación pero también por la variación de temperatura que sufre el órgano.

3.3.3. Resultados experimentales a 36°C

Las medidas realizadas *in vivo* muestran la misma dependencia con la frecuencia observada en los apartados anteriores y que se muestran en la figuras 3.22 y 3.23, tanto para el riñón como para el hígado medidos con los electrodos de oro. Teniendo en cuenta las consideraciones del capítulo anterior, la resistencia de nuestro órgano está representada por la parte real de la impedancia.

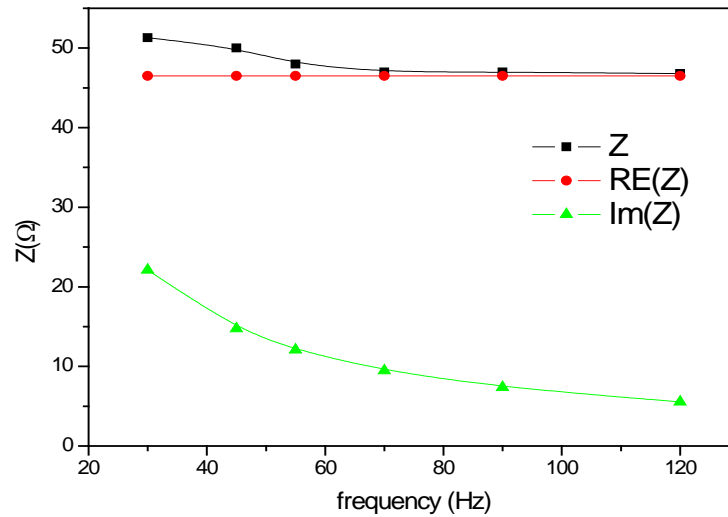


Figura 3.22 Impedancia del riñón y sus componentes real e imaginaria en función de la frecuencia

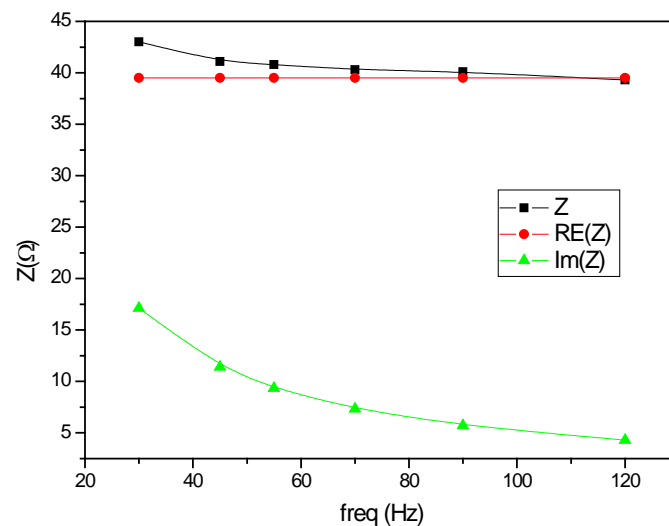


Figura 3.23 Impedancia del hígado y sus componentes real e imaginaria en función de la frecuencia.

La evolución temporal de la impedancia del hígado a 36 °C desde el momento posterior a la escisión se muestra en la figura 3.24. En ella se puede observar que, para cada frecuencia, la impedancia crece casi linealmente con el tiempo que ha pasado desde la escisión, siendo detectado este crecimiento desde los primeros instantes posteriores a la escisión.

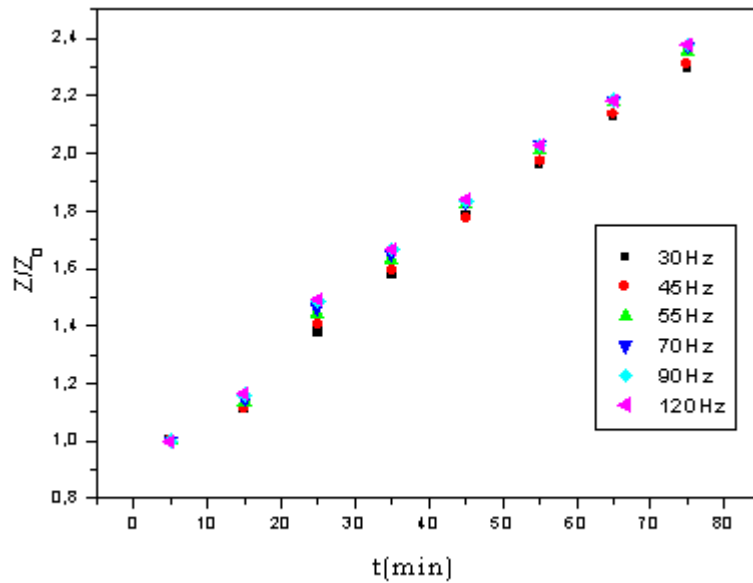


Figura 3.24. Evolución temporal de la impedancia del hígado a distintas frecuencias

La figura 3.25 muestra la evolución de las correspondientes componentes reales e imaginarias a 55 Hz (la componente real se comporta de manera similar en todas las frecuencias estudiadas). Todas las impedancias fueron normalizadas al valor de la impedancia *in vivo*, Z_0 , para poder comparar los resultados con mayor facilidad.

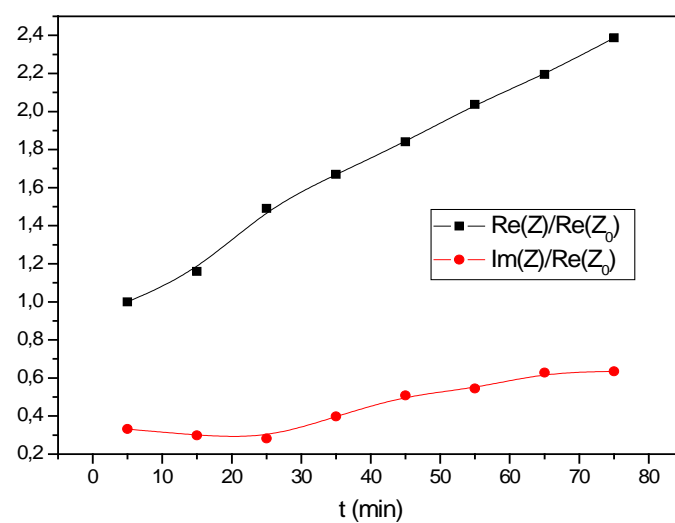


Figura 3.25 Evolución temporal de las componentes real e imaginaria de la impedancia del hígado a 55 Hz

Los resultados del riñón para el mismo experimento se muestran en las figuras 3.26 y 3.27.

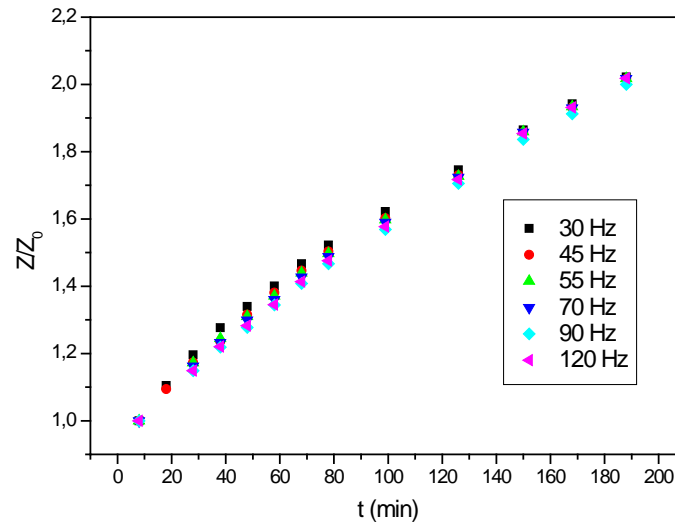


Figura 3.26. Variación temporal de la impedancia del riñón a las distintas frecuencias estudiadas

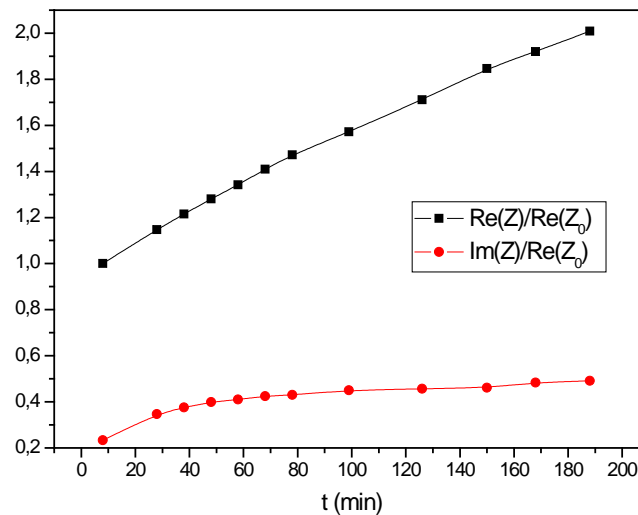


Figura 3.27. Variación temporal de las componentes real e imaginaria de la impedancia del riñón

En las figuras 3.24 y 3.25 se puede observar que la componente real del hígado dobla su valor en una hora, aproximadamente. Esta variación

sólo es atribuible a cambios de las propiedades eléctricas del órgano ya que, por un lado, la parte real no depende de la polarización de los electrodos, y por otro, éstos fueron fijados de modo que no existe ningún cambio en la posición de los electrodos, ni en la forma de los órganos por lo que el factor de celda se mantiene constante.

Podemos despreciar el efecto de la anestesia tanto por ser muy baja su concentración, como porque ésta se mantiene constante después de la escisión por lo que no debería crear ningún cambio en la impedancia.

En el caso del riñón podemos observar que también aumenta linealmente su impedancia desde el comienzo de la medida, en este caso doblando su resistencia en tres horas. Este cambio es más lento que el que ocurre para el hígado. Esto es coherente con el hecho que se ha comentado al iniciar este apartado de que el riñón se degenera biológicamente más lentamente que el hígado después de su extirpación del cuerpo.

3.3.4. Resultados experimentales a 1° C y posterior calentamiento

La dependencia con el tiempo desde la escisión de la impedancia del hígado y el riñón a distintas frecuencias, así como la evolución temporal de la parte real e imaginara a 55 Hz se muestra en las figuras 3.28 a 3.31.

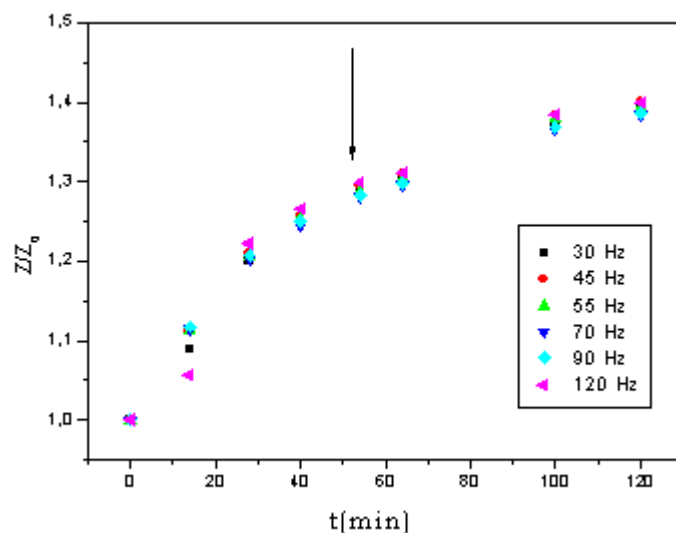


Figura 3.28. Evolución temporal de la impedancia del hígado, bajo condiciones de preservación del órgano, normalizada a su valor in vivo. La flecha indica el momento en el que se estabiliza la temperatura a 1°C

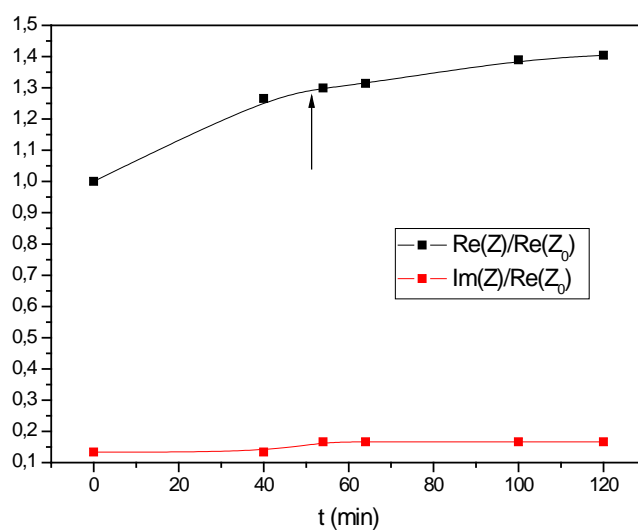


Figura 3.29. Evolución temporal de las componentes real e imaginaria de la impedancia a 50 Hz del hígado bajo condiciones de preservación normalizadas al valor de la impedancia in vivo. La flecha muestra el punto en el que la temperatura se estabiliza a 1 °C

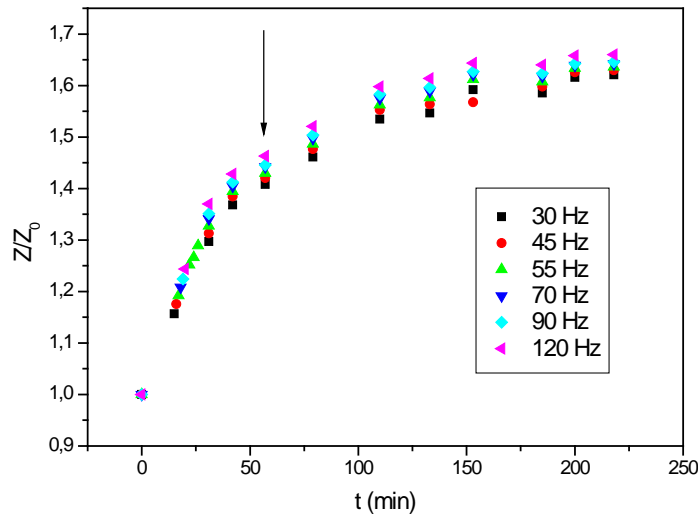


Figura 3.30. Evolución temporal de la impedancia del riñón, bajo condiciones de preservación del órgano, normalizada a su valor in vivo. La flecha indica el momento en el que se estabiliza la temperatura a 1°C

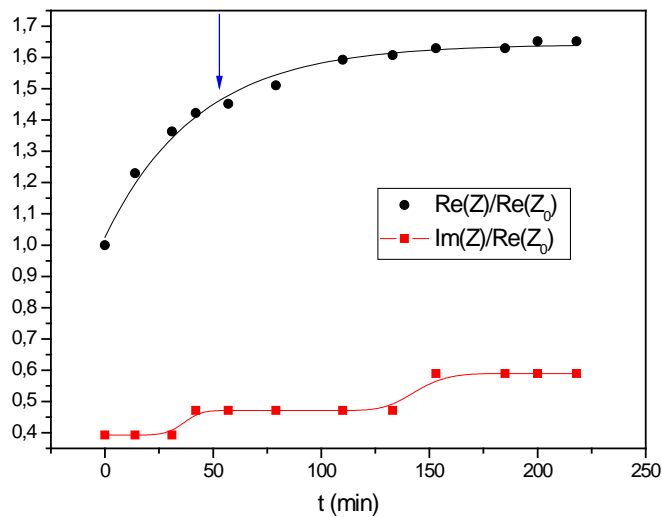


Figura 3.31. Evolución temporal de las componentes real e imaginaria de la impedancia a 50 Hz del riñón bajo condiciones de preservación normalizadas al valor de la impedancia in vivo. La flecha muestra el punto en el que la temperatura se estabiliza a 1 °C

Se puede observar que las impedancias, y las correspondientes componentes reales, también aumentan con el tiempo, pero de un modo

diferente al caso anterior, diferenciándose dos etapas. Como se ha comentado anteriormente, en el procedimiento de medida los órganos fueron introducidos en un baño de hielo inmediatamente después de la escisión, alcanzándose una temperatura estable de 1°C en unos 50 minutos, para ambos órganos. Se puede observar en las figuras 3.28 a 3.31 que, durante el enfriamiento, la evolución tanto de la impedancia como de la componente real presenta una pendiente muy acusada. Hay que tener en cuenta que en este proceso se están mezclando el efecto de disminución de la conductividad asociado a la disminución de la temperatura con un posible efecto del tiempo sin irrigación.

Una vez se alcanza la temperatura estable de 1°C la evolución es más lenta pero aún relevante, aumentando un 15 % en 60 minutos y un 20 % en 160 minutos para el hígado y el riñón respectivamente.

Para estudiar la reversibilidad de las propiedades eléctricas del órgano en este proceso de preservación, éste fue recalentado a la temperatura original de 36°C, registrando los valores de la impedancia continuamente. Como se puede ver en la figura 3.32 el proceso de calentamiento produce una disminución del valor de la componente real de la impedancia. Esto es debido al crecimiento de la conductividad con la temperatura. De todos modos el valor de la componente real de la impedancia cuando se llega a 36°C es un 40 % mayor que la que se tenía *in vivo*, y, una vez se alcanza esta temperatura, la impedancia sigue aumentando linealmente como hacía en el caso de las medidas a 36°C ya estudiado. Esto indica que aunque el órgano haya sido preservado en frío hasta el momento de la medida, éste llegará al momento de la medida con sus propiedades eléctricas cambiadas.

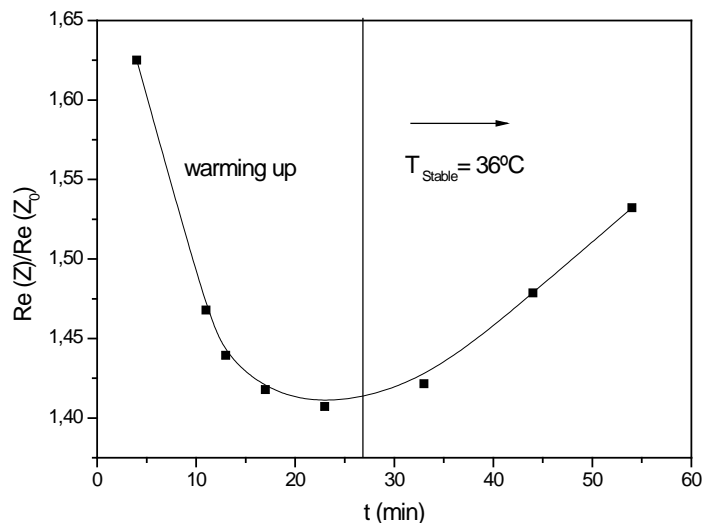


Figura 3.32. Variación de la componente real de la impedancia del riñón cuando se calienta hasta 36°C tras haber sido conservado en condiciones de preservación durante 3 horas

3.3.5. Discusión

Hemos observado que tras la escisión del órgano del animal la impedancia medida en el riñón y en el hígado crece de manera apreciable inmediatamente después de la extirpación. El origen de esta subida se puede atribuir a varios factores: por un lado, si en el proceso de extirpación el volumen de sangre en el interior del órgano disminuye, es presumible que disminuya la impedancia del conjunto “órgano–sangre”. Por otro lado, la isquemia, con la carencia de oxígeno que lleva asociada, precipita una serie de procesos bioquímicos que alteran de modo muy importante el equilibrio iónico de los tejidos, lo que puede dar lugar a cambios en las propiedades eléctricas de los mismos. Y tampoco se puede descartar el efecto que el aumento de la viscosidad de la sangre al coagularse pueda tener en el transporte iónico. En el caso del riñón, la técnica quirúrgica que se utilizó para su escisión aseguraba que la cantidad de sangre que aloja en su interior no variase apreciablemente y de hecho no se observó un aumento brusco en la impedancia en el momento de extraer el órgano. En cuanto a los otros

dos efectos mencionados es difícil separarlos pero los datos indican que tienden hacia un mayor valor de la impedancia.

Se puede establecer cierta analogía entre el aumento de la impedancia con el paso del tiempo y la viabilidad de los órganos: por un lado, la impedancia del hígado dobla su valor en 60 minutos mientras que el riñón tarda tres veces más y es conocido que el hígado se deteriora antes, por la isquemia, que el riñón¹⁷.

Así mismo, hemos podido comprobar que la disminución de la temperatura ayuda a ralentizar, aunque no lo paraliza, el proceso de aumento de la impedancia asociado a la isquemia.

Por lo tanto, para obtener un valor fiable de la conductividad de los órganos es conveniente realizar las medidas *in vivo*, porque las medidas realizadas *ex vivo* dan, en su mayoría, valores de impedancia mayores, lo que equivale a una menor conductividad, que trasladada a los cálculos numéricos darán lugar a valores menores de las corrientes inducidas.

3.4 Conclusiones

Se han realizado medidas *in vivo* de la conductividad de diversos órganos de un cerdo por su similitud con los de los seres humanos. Estas medidas se han realizado utilizando un método de dos electrodos tanto con potenciales de contacto como con un método novedoso que registra las corrientes que se inducen en los órganos por campos magnéticos externos. Las medidas por ambos métodos dan valores de conductividad similares.

Se han hallado valores de conductividad que se muestran en la tabla 3.7 y son constantes para cada órgano en el rango de frecuencias estudiado entre 30 y 120 Hz.

Los datos de conductividad obtenidos son superiores a los valores existentes previamente de medidas con el órgano extraído del animal. Se ha demostrado que esto es debido a la disminución de la conductividad de los órganos al ser extraídos del cuerpo. En particular manteniendo la temperatura de los órganos a 36 °C la conductividad del hígado disminuye a la mitad en una hora mientras que la del riñón hace lo mismo en el plazo de 3 horas.

Cuando se disminuye la temperatura a valores que se usan en la preservación de los órganos la conductividad sigue disminuyendo pero a menor velocidad que a 36°C.

Por lo tanto para obtener unos valores de conductividad fiables es necesario realizar las medidas *in vivo*.

Referencias

- 1 -Simon G A 2000 *Skin Pharmacology and Applied Skin Physiology* 13 :229-234.
- 2 -Schwan H P 1957 *Electrical properties of tissues and cell suspensions*. Adv. Phys. Med. Biol. 5: 147–209.
- 3 -Schwan H P 1963 *Determination of biological impedances Physical Techniques in Biological Research*. vol VI B,ed W L Nastuk (New York: Academic) p. 323.
- 4 -Foster K R and Schwan H P (1989) *Dielectric properties of tissues and biological materials: A critical review*. Crit. Rev. Biomed. Eng. 17: 25-104.
- ⁵ A Peyman and Gabriel C 2012 *Dielectric properties of rat embryo and foetus as a function of gestation* Phys. Med. Biol. 57 2103–2116
- 6 -Gabriel C, Gabriel S and Corthout E 1996 *The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey*. Phys. Med. Biol. 41 2231-2249
- 7 -Gabriel S., Lau R. W. and Gabriel C. 1996 *The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz*. Phys. Med. Biol. 41 2251-2269.

-
- ⁸ Dimbylow P 2005 *Development of the female voxel phantom, NAOMI, and its application to calculations of induced current densities and electric fields from applied low frequency magnetic and electric fields* Phys. Med. Biol. 50 1047–1070
- ⁹ Dawson T W and Stuchly M 1998 *High resolution organ dosimetry for human exposure to low-frequency magnetic fields*, IEEE Trans. Magn. 34 708- 718
- ¹⁰ ICPNIRP 1998 *ICNIRP Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up to 300 GHz)*, Health. Phys. 74 494-522
- ¹¹ ICPNIRP 2010 *ICNIRP Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (1Hz-100KHz)*, Health. Phys. 99 818-836
- ¹² Gabriel C, Peyman A and Gran E H 2009 *Electrical conductivity of tissue at frequencies below 1 MHz*, Phys. Med. Bio. 54 4863-4878
- ¹³ *REAL DECRETO 1066/2001, de 28 de septiembre, por el que se aprueba el Reglamento que establece condiciones de protección del dominio público radioeléctrico, restricciones a las emisiones radioeléctricas y medidas de protección sanitaria frente a emisiones radioeléctricas*.BOE 234, 36217-36227
- 14 -McLeod K J 1992 *Microelectrode Measurements of low frequency electric field effects in cells and tissues*. Bioelectromagnetics Supplement 1 161-178.
- 15 -De Groot H and Rauen U 2007 *Ischemia-Reperfusion injury: processes in pathogenetic networks: a review*. Transplantation Proceedings 39 481-484.
- ¹⁶Cascales-Sanchez P, Fernandez-Cornejo V, Tomas-Gomez A, Terol-Calpena F, and Sanchez-Del Campo F 2007 *Electrical Impedance of the Liver During Experimental Long-Term Liver Preservation* Transplantation Proceedings, 39, 2118–2119
- 17 -Escalante JL y del Río F 2009 *Preservación de órganos*. Medicina Intensiva 33 282-292.

CAPITULO 4. MODELO NUMÉRICO

En este capítulo se expone en primer lugar el diseño de un modelo que permita calcular las corrientes que se inducen en los órganos principales de un cerdo (cuyos órganos han sido caracterizados desde un punto de vista eléctrico) por campos electromagnéticos externos. En segundo lugar se muestra el modelo de un ser humano, en el que se ha asumido que las características eléctricas de sus órganos son iguales a las del cerdo.

Estos modelos se han realizado mediante un programa comercial de elementos finitos, de modo que se pretende realizar un modelo que no requiera mucha potencia de cálculo y que sea manejable, para que posteriormente sea sencillo de usar a la hora de poder calcular las diversas situaciones a las que se ve sometido un trabajador de compañía eléctrica.

4.1 Introducción

Debido a la imposibilidad de medir las corrientes eléctricas o el campo electromagnético creados por campos electromagnéticos externos en el interior de los seres humanos, desde los años 70 se llevan realizando cálculos¹ para poder estimar aquellos. Como se ha comentado en el capítulo 1 estos cálculos han sido utilizados para establecer los “niveles de referencia” en la normativa del ICNIRP en los que se basa la legislación española concerniente a la protección frente a campos electromagnéticos de frecuencia no ionizante. Hasta 2010 estos valores se estimaban con respecto a una “restricción básica” en la densidad de corriente² mientras que a partir de 2010 se estiman con respecto a una “restricción básica” en el campo eléctrico³. Para trabajadores, en el primer caso la "restricción básica" era una densidad de corriente de 10 mA/m², que se correspondía con un "nivel de referencia" del campo magnético de 0,5 mT, mientras que en el segundo informe la "restricción básica" ha pasado a ser un campo eléctrico interno de 100 mV/m para el sistema nervioso central y de 800 mV/m para el resto del cuerpo, que se corresponden con un "nivel de referencia" del campo magnético de 1 mT.

En un principio se utilizaban soluciones analíticas para esferoides o elipsoides con formas similares al cuerpo humano^{1,4,5}. Posteriormente se han utilizado modelos más realistas del cuerpo humano, en los que se resolvían las ecuaciones de Maxwell por distintos métodos de elementos finitos como son el Finite Difference Time Domain (FDTD)⁶, el Impedance Method⁷ o el Scalar Potential Finite Difference (SPFD)⁸. De todos ellos el FDTD se utiliza principalmente en cálculos a frecuencias altas^{9,10,11} (a partir de las radiofrecuencias), en las que se calcula el SAR que absorbe el cuerpo, ya que esta es la "restricción básica" a estas

frecuencias. A frecuencias bajas se han utilizado el Impedance Method¹² y el SPFD^{13,14} siendo este último el más apropiado por obtenerse resultados similares al anterior, pero tener mucho menos coste computacional¹⁵. Ha sido este método el que se ha escogido para los cálculos de este trabajo.

En las simulaciones de este trabajo se ha estudiado principalmente las corrientes inducidas en los modelos, ya que ésta era la "restricción básica" cuando se realizaron los cálculos, y su relación con el campo magnético externo. Aún así en cada cálculo se aportan los valores de campo eléctrico obtenidos a partir de la densidad de corriente.

4.2 Método de Elementos Finitos

El método de elementos finitos consta en general de las siguientes cinco etapas, pudiendo englobarse las tres primeras en la preparación del cálculo o preproceso, la cuarta es el cálculo en sí, y la quinta es la vista de los resultados o postproceso:

1. Geometría: En ella se define el dominio de estudio ya sea por medio de una tabla de coordenadas que definen los puntos y líneas, y a partir de éstos las superficies y los volúmenes, o con programas de tipo CAD que definen la geometría.
2. Mallado: En esta etapa del programa se discretiza el dominio en los elementos finitos, esto es, se divide la geometría representada en pequeños volúmenes no intersectantes entre sí que cubran todo el espacio. Esto se hace mediante programas especiales llamados generadores de mallas. El mallado es una parte muy importante del cálculo. La calidad de los elementos permite obtener un resultado óptimo o en su defecto puede hacer que se

obtengan resultados divergentes. En la bondad del resultado influye tanto la forma de los elementos como el tamaño de éstos. Es evidente que cuanto más pequeños sean los elementos más nos acercaremos al resultado real, pero esto tiene como contrapartida que cuanto más pequeños son, más numerosos serán, por lo que ocuparán mucha más memoria de ordenador y necesitarán de procesadores de cálculo más potentes para poder gestionar todos los elementos. Por otro lado, cuantos más elementos se tengan más tardará en hallarse la solución aumentando de modo drástico los tiempos de cálculo. Por lo tanto, es necesario llegar a un compromiso entre el tamaño de los elementos, el tiempo de cálculo y la cantidad de memoria utilizada. Para ello se empieza probando distintos mallados empezando por uno grueso que se va refinando hasta que se llega a una convergencia en el resultado. Estos problemas se van disipando con el aumento constante tanto de memoria como de capacidad de cálculo de los procesadores que permiten ir realizando mallados cada vez más finos.

3. Propiedades físicas: En esta etapa se le asigna a cada volumen del dominio las propiedades físicas necesarias para la resolución del problema. Para un problema electromagnético estas son la permeabilidad magnética, determinando con precisión la forma de su ciclo de histéresis, la permitividad y conductividad eléctrica. En esta parte también se introducen las fuentes de campo, así como se definen los circuitos eléctricos que estén presentes en el dominio de estudio.
4. Resolución del Problema: Una vez que ya se ha delimitado con precisión el dominio de estudio comienza la resolución del

problema. En el caso de un problema electromagnético se solucionan las ecuaciones de Maxwell para todo el dominio. Esto se hace de modo iterativo. En este modo se parte de una posición inicial en la que se tiene unas fuentes de campo, que pueden ser corrientes eléctricas o imanes permanentes, y se calcula el campo que generan ambas. Algunas regiones del dominio de estudio al ser sometidas a los campos anteriores pueden generar corrientes inducidas o imanarse, de modo que pasarán a ser nuevas fuentes de campo. El programa vuelve a calcular el campo, teniendo en cuenta estas nuevas fuentes, y compara los valores obtenidos con los valores de la solución anterior. Si la diferencia es mayor que un valor umbral predeterminado, volverá a calcular el campo con las nuevas condiciones, hasta que se llegue a un paso en el que la diferencia con el anterior sea menor que dicho umbral, momento en el que se detiene el proceso de resolución. El valor umbral se habrá tenido que definir antes de empezar el cálculo y de él depende la precisión de la solución. Un valor demasiado grande puede llevarnos a una solución equivocada pero si se define un umbral demasiado pequeño los tiempos de cálculo pueden ser demasiado grandes.

5. Análisis de resultados: En esta parte del proceso se obtienen, a partir de las variables de cálculo utilizadas, diversos resultados sobre las magnitudes relacionadas con las variables. En un programa electromagnético las variables de cálculo suelen ser los potenciales, tanto escalar como vectorial, y a partir de estos se obtienen los campos, la densidad de energía, las fuerzas entre distintas regiones, etc. Estos se podrán expresar tanto en tablas como en mapas de campo o distintas representaciones según el objetivo del cálculo.

4.2.1 FLUX 3D

Para realizar la simulación numérica de las corrientes inducidas por la acción del campo electromagnético alterno se ha utilizado un programa comercial de cálculo por elementos finitos en tres dimensiones, llamado Flux3D.

Este programa resuelve las ecuaciones de Maxwell mediante elementos finitos en tres dimensiones, permitiendo parametrizar simultáneamente tanto la geometría como las propiedades físicas de los distintos elementos del sistema.

A continuación se comentan brevemente las características generales del programa:

1. Geometría:

La geometría en FLUX 3D está constituida por puntos y líneas, que unidos adecuadamente dan lugar a las caras y volúmenes que forman el modelo. Primero se introducen las coordenadas de todos los puntos necesarios para generar la geometría. Estos puntos serán los extremos de las líneas rectas o curvas que delimiten las distintas superficies representadas y que se definen una vez se han representado los puntos. Cuando se tienen definidos los puntos y líneas el programa utiliza lo que denomina un “generador de caras”, que asigna una “cara” a cada parte de la geometría que esté cerrada por un grupo de líneas. Una vez se han definido las caras, el programa tiene un “generador de volúmenes”, que asigna un volumen a cada parte de la geometría que esté englobada entre un conjunto de caras. Sobre estos volúmenes y sobre las caras se pueden imponer posteriormente las propiedades físicas mientras que el mallado se impone sobre los puntos o sobre las líneas.

Las características funcionales del programa FLUX3D permiten variar la geometría de un modo sencillo ya que ésta puede estar parametrizada. Para ello se crean unos parámetros al comienzo de la introducción de la geometría. Éstos son utilizados en la generación de las coordenadas de los puntos de modo que al variar estos parámetros se varíe la posición de los puntos y por lo tanto la situación y dimensiones de las superficies creadas a partir de ellos.

Otra opción sencilla del programa utilizado es la posibilidad de crear diversos sistemas de coordenadas, en los que se varía el punto de origen y la orientación de los ejes. Por lo tanto representando las coordenadas de cada órgano en base a distintos sistemas de coordenadas se puede cambiar fácilmente tanto la orientación como la posición del órgano cambiando las características del sistema de coordenadas respecto al cual está referenciado.

2. Mallado

Como se ha dicho el mallado consiste en una división del dominio de estudio en pequeños subdominios llamados elementos. En un problema de tres dimensiones, como el que nos ocupa, los volúmenes se discretizan utilizando elementos tridimensionales. En concreto, Flux3D utiliza elementos tetragonales y hexaedros. Con los primeros se puede mallar prácticamente cualquier geometría mientras que los segundos se utilizan para discretizar volúmenes con forma de paralelepípedo. Es importante que estos elementos sean lo más regulares posibles, es decir, que no tengan una dimensión mucho más grande que las otras, ya que esto puede hacer que los cálculos diverjan.

En FLUX 3D la manera de imponer el mallado es dando un valor a cada punto de la geometría, valor al que el programa denomina “mesh point”. A partir de este valor, el programa crea nodos entre los puntos. Estos nodos serán los vértices de los elementos tridimensionales en los

que se divide la geometría, y es en ellos en donde se calculan las ecuaciones de Maxwell. El “mesh point” asignado a un punto le dice al programa la distancia que debe haber entre estos nodos en la cercanía de ese punto. Por lo tanto, cuanto menor sea el valor del “mesh point” menor distancia habrá entre estos nodos, por lo que los elementos serán más pequeños y se necesitará un número mayor de ellos para discretizar toda la geometría.

El programa permite utilizar lo que denomina elementos de primer y de segundo orden. La diferencia entre ambos es que en los de primer orden a la hora de realizar el cálculo se considera que la variable de cálculo varía entre los nodos de cada elemento con la forma de un polinomio lineal, mientras que en los de segundo orden se considera que varía como un polinomio de segundo orden. También es más fino este segundo mallado, ya que al realizarlo el programa considera nuevos nodos para aproximar el campo en los vértices y en la mitad de los ejes de cada elemento, mientras que en los de primer orden sólo lo hace en los vértices. El programa exige utilizar los elementos de segundo orden para el cálculo de corrientes inducidas, y éstos son los que han sido usados en este trabajo.

3. Propiedades Físicas

FLUX tiene varios módulos que permiten resolver las ecuaciones de Maxwell para distintos supuestos, como son que todos los campos del problema sean estáticos, sinusoidales o que varíen temporalmente de un modo no uniforme. El módulo que se quiere utilizar hay que elegirlo en el preproceso para poder instaurar las propiedades físicas, ya que según la formulación que se elija son relevantes unas y no otras. Por ejemplo en campo magnético alterno es importante la conductividad mientras que en el magnetostático es irrelevante.

Una vez se ha elegido la formulación adecuada para imponer las propiedades físicas en FLUX lo primero que hay que hacer es crear un

artificio que el programa llama “volume regions” en las que se incorporan las propiedades físicas de cada región de la geometría. Posteriormente estas “volume regions” se asocian a cada volumen de la geometría y los volúmenes pasan a poseer las propiedades de sus “volume regions”. Para poder resolver el problema cada volumen de la geometría tiene que estar asociado a un “volume region”.

Para la introducción de las condiciones de contorno el programa tiene una herramienta llamada “infinite box” que da la posibilidad de simular el infinito, es decir el programa crea una región en la que simula la variación de la variable de cálculo como si esta región abarcase hasta el infinito. Esta herramienta permite disminuir el tamaño de la geometría representada en el programa, dejando de ser necesario hacer un dominio muy amplio fuera de los elementos que se quieren representar, ya que no se requiere conocer la forma de los campos en los límites de la geometría representada.

4. Resolución del problema.

Una vez se ha definido el problema completamente, simplemente hay que ir al apartado de resolución del problema y FLUX lo resuelve automáticamente. En el proceso de resolución se calculan los potenciales magnéticos y eléctricos a partir de los cuales podemos obtener otras magnitudes como son el campo magnético, las corrientes inducidas, etc...El algoritmo que utiliza el programa para su resolución es del tipo Newton-Raphson.

5. Análisis de resultados

El programa FLUX 3D tiene un módulo que, a partir de los potenciales obtenidos en la resolución del problema, calcula las magnitudes derivadas de éstos en los diversos elementos de la geometría. Permite representaciones en forma de mapas de campo, así como analizar el problema mediante curvas en las que se puede observar la variación de

alguna magnitud en función, ya sea de un parámetro previamente establecido en el preproceso, o a lo largo de una línea de la geometría.

4.3 Modelo Animal

En los siguientes apartados se explica cada uno de los pasos llevados a cabo para desarrollar el modelo del cerdo.

4.3.1. GEOMETRÍA

La configuración de la geometría del sistema consiste en obtener un prototipo lo más parecido posible al objeto de estudio, que en este caso son los órganos internos de un cerdo. En este apartado se van a comentar los datos utilizados en la creación del modelo de un cerdo con sus órganos principales.

Para obtener la geometría representada en el modelo del cerdo se ha tomado como modelo unas imágenes obtenidas mediante Tomografía Computerizada (TC) (Figuras 4.1-4.4) por técnicos del Hospital Puerta de Hierro, las cuales fueron obtenidas sobre un cerdo de aproximadamente un metro de longitud, del mismo tamaño que los utilizados en las medidas experimentales de la conductividad de los órganos (Capítulo 3). Utilizando el programa Symgo Fastview estas imágenes sirvieron para determinar las dimensiones y forma de los órganos principales, así como para obtener su localización de un modo preciso. Una vez se tienen estas dimensiones y localización, se estiman las coordenadas de los puntos que nos permitan recrear la posición y forma de los órganos en FLUX y se introducen éstas en el programa.

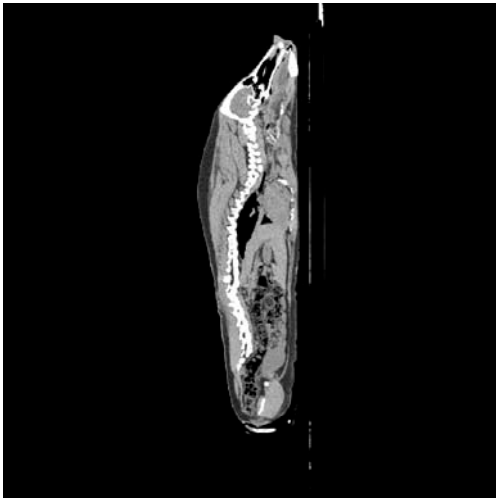


Figura 4.1. Ejemplo de imagen sagital de TC

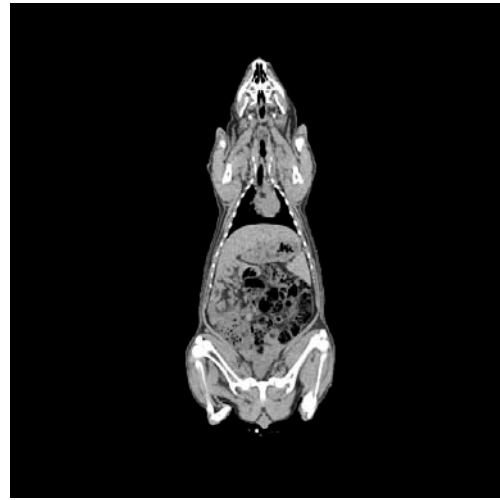


Figura 4.2. Ejemplo de imagen coronal de TC

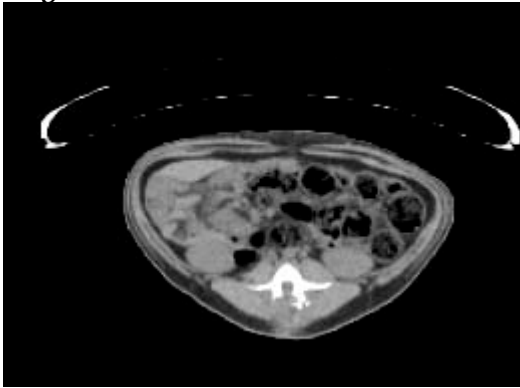


Figura 4.3. Ejemplo de imagen transversal de TC



Figura 4.4. Reconstrucción 3D a partir de las imágenes de TC

Los órganos que se han representado en el modelo son los riñones, el hígado, el cerebro, el corazón y la médula. Las venas y arterias del sistema circulatorio principal no se observaban con exactitud en las imágenes de TC por lo que han sido simuladas según las dimensiones y forma observadas en las operaciones “in Vivo” y en la literatura. La forma de los órganos ha tenido que ser construida mediante unión de elipsoides y zonas rectas respetando los tamaños y forma, ya que el programa no permite, en la versión utilizada, las superficies esféricas a la hora de hacer el mallado. En la tabla 4.1 se muestran los tamaños medios que se han usado para representar a los distintos órganos.

TABLA 4.1			
Órgano	Largo(mm)	Ancho(mm)	Alto(mm)
Cerebro	110	105	128
Riñón	100	45	23
Hígado	240	170	30
Corazón	150	85	80

Tabla 4.1 Dimensiones de los órganos representados en la geometría del modelo del cerdo

Como es habitual en los problemas de simulación numérica es necesario llegar a un compromiso entre la precisión en la geometría y la memoria disponible. La versión del programa con la que se realizaron los cálculos (FLUX 3D 32 bits, versión 9.3) sólo permitía gestionar 1 Gb de memoria RAM por lo que sólo se ha modelizado la parte del sistema circulatorio que conecta los órganos principales para no emplear demasiada memoria, como se explicará en el apartado dedicado al mallado. El resto del cuerpo ha sido representado en la geometría como un volumen al que se le otorgarán propiedades físicas uniformes (como será expuesto más adelante).

En la figura 4.5 se muestra una imagen de los órganos que se han representado en la geometría. Y en la figura 4.6 una del cuerpo completo visto desde fuera.

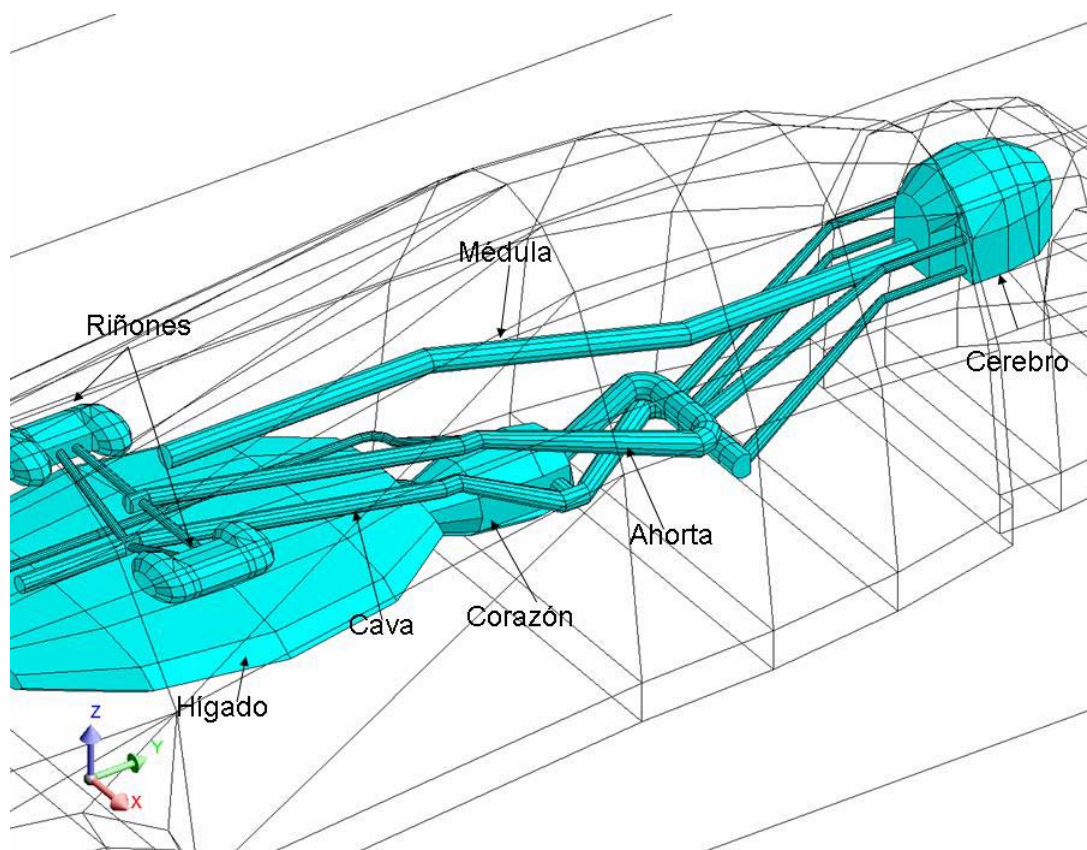


Figura. 4.5 Esquema de los órganos representados en la geometría

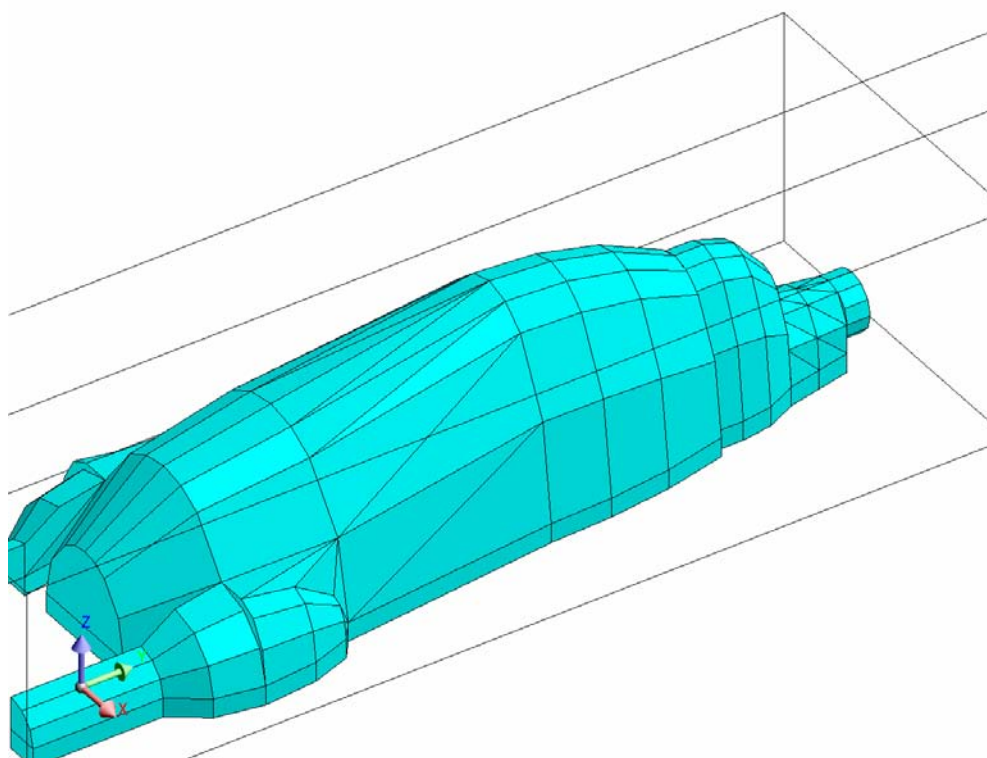


Figura 4.6 Geometría utilizada en los cálculos.

Aparte del cuerpo del cerdo también se tienen que representar las distintas fuentes de campo que se quieren simular. En nuestro caso éstas han sido las de las condiciones experimentales del quirófano, con la espira generadora de campo magnético, la cual se ha colocado 15 cm. por encima del cuerpo, en la misma disposición que se colocó en el quirófano.

Una foto del montaje experimental que se ha simulado se muestra en la figura 4.7, así como la geometría global representada en el modelo se muestra en la figura 4.8.



Figura 4.7. Foto del experimento llevado a cabo en el Hospital Puerta de Hierro

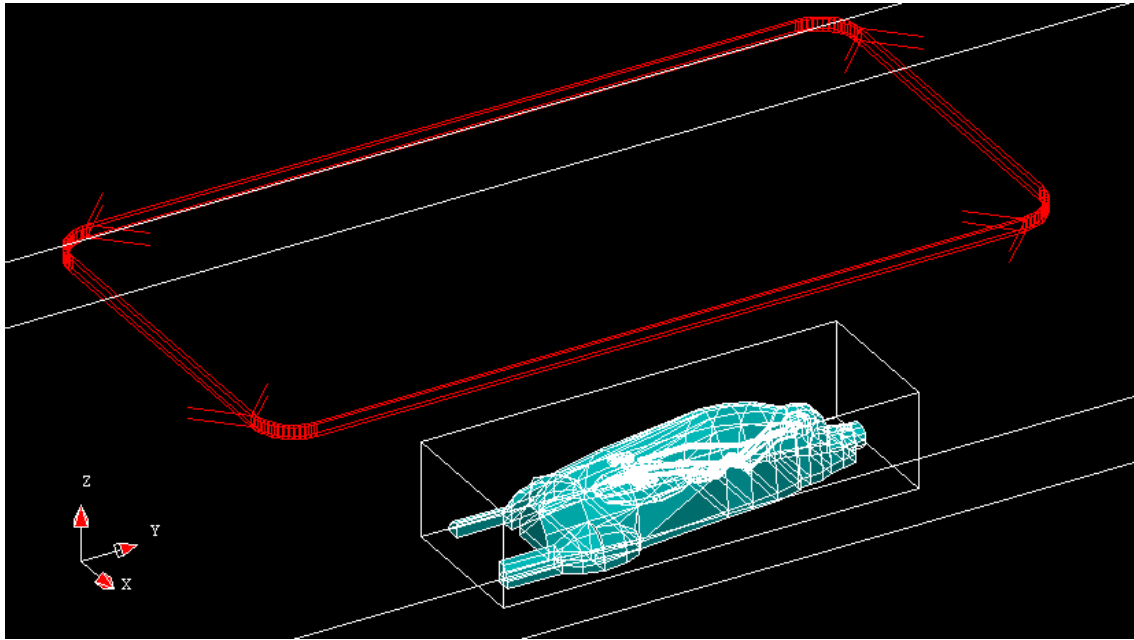


Figura 4.8 Representación del cerdo y espira utilizados en el modelo.

4.3.2. MALLADO

En el caso de este modelo el mallado ha sido el paso más complicado, ya que un mallado muy denso hacía superar la memoria RAM que el programa puede admitir, mientras que un mallado muy grueso nos daba resultados incoherentes. El programa requiere que haya al menos dos elementos en cada sección de los volúmenes en los que se tiene que calcular corrientes inducidas, requisito que ha sido posible cumplir.

Las partes más problemáticas de la geometría representada para cumplir el requisito son el sistema circulatorio principal y la médula por dos razones: la primera es que poseen la sección más pequeña representada en la geometría y la segunda, y quizás más importante, es que esta sección es mucho menor que las otras secciones propias de estos elementos, o sea, que son elementos largos y estrechos. Para estos elementos se ha utilizado el mallado más fino y se ha dado un valor de “mesh point” del orden del radio de la sección menor.

El resto de los órganos no son tan problemáticos al tener todos secciones de mayor tamaño y más compensadas entre sí. A estos órganos se les impuso un mallado que permitiese, al menos, tener dos elementos por cada lado, aunque, en general, se tenían más de dos elementos por sección. Esto es debido a que si se asigna a dos puntos cercanos de la geometría dos valores de “mesh point” muy diferentes, los elementos finitos que se crean entre estos dos puntos son de muy baja calidad y el programa no permite la resolución del problema. En general el “mesh point” utilizado para estos órganos fue de la cuarta parte de la sección menor de cada órgano. Se han hecho pruebas utilizando mallados más finos o gruesos en distintos órganos para comprobar la variación del resultado en función del mallado.

En las figuras 4.9 y 4.10 se observan el mallado de los órganos, sistema circulatorio y médula, así como el de la superficie externa del animal.

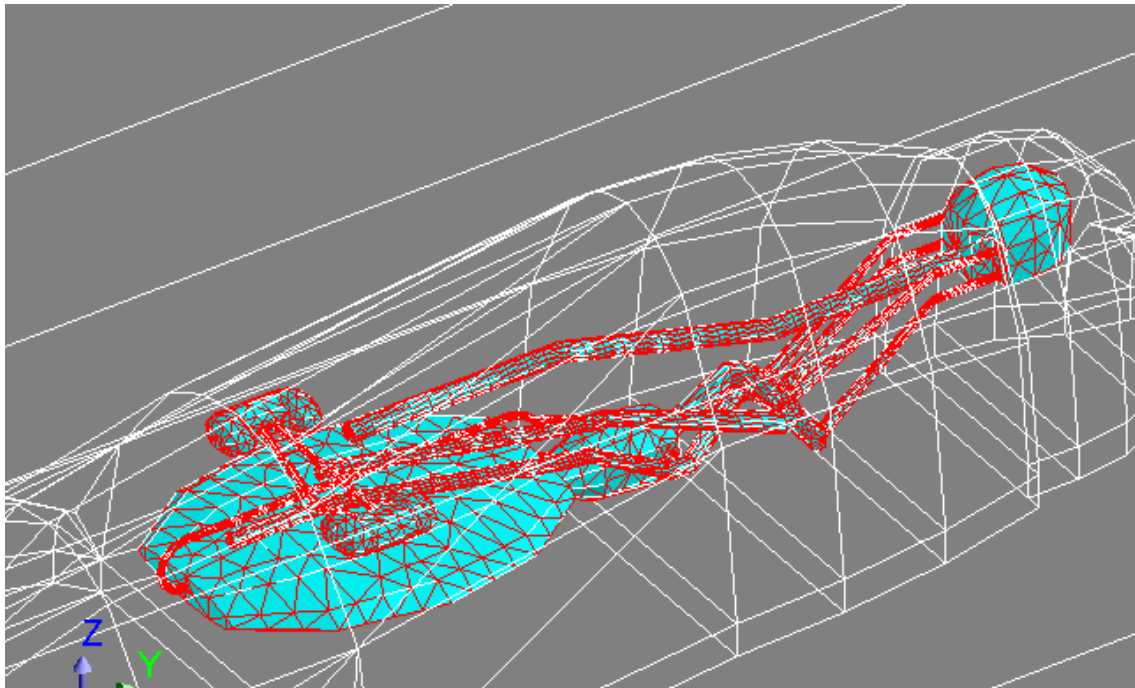


Figura 4.9. Mallado de los órganos principales.

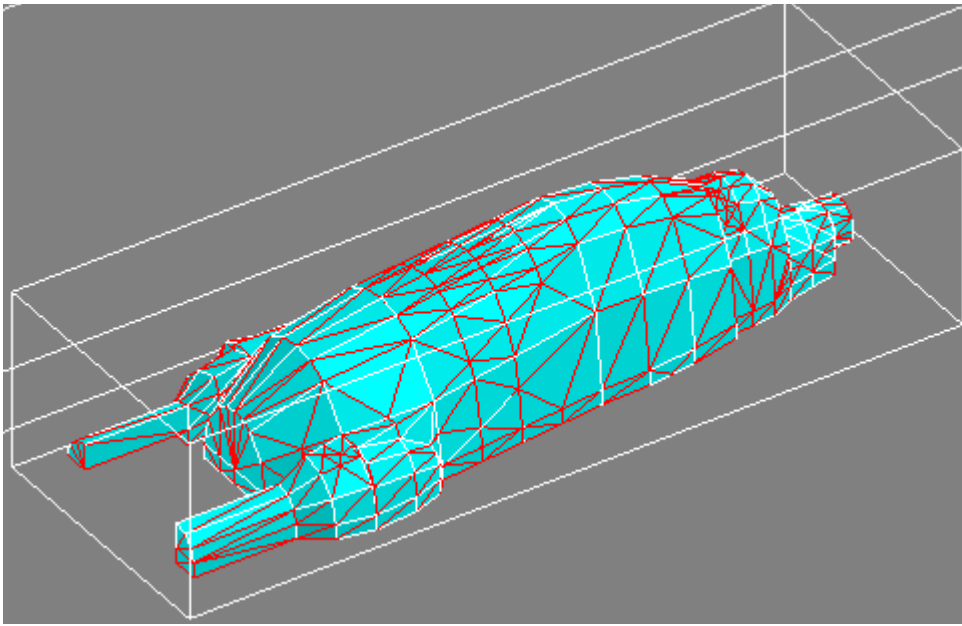


Figura 4.10. Mallado del cerdo global.

4.3.3. PROPIEDADES FÍSICAS

Como se ha comentado, para la introducción de las propiedades físicas es necesario crear “volume regions” en las que se establezcan las características fundamentales que se le van a imponer a cada región de la geometría. En este modelo se han creado regiones para cada órgano, y para el sistema circulatorio y médula. Como se explicará posteriormente, las propiedades físicas relevantes para este problema son la conductividad eléctrica y la permeabilidad magnética. Las propiedades físicas que se les ha asignado a los órganos ha sido la permeabilidad del vacío, y la conductividad que se ha obtenido para cada órgano en las medidas experimentales expuestas en el Capítulo 3, las cuales se resumen en la tabla 4.2.

La médula fue representada como un cilindro con conductividad uniforme o simulando ésta como un cilindro rodeado por una corona cilíndrica. En este último caso el cilindro interior se supondrá con las características del tejido interior de la médula y se le da una

conductividad de 0,5 S/m, cogida del trabajo de Gabriel¹⁶, mientras que para el exterior se le da la conductividad del líquido cefalorraquídeo, que es del 1,9 S/m.

Tabla 4.2	
Órgano	$\sigma_{\text{experimental}}(\text{S/m})$
Sangre	0,72
Hígado	0,22
Riñón	0,34
Cerebro	0,5
Corazón	0,3
Líquido Cefalorraquídeo	1,9 (30°)

Tabla 4.2 Conductividad utilizada en los cálculos con el modelo animal

Como se ha comentado anteriormente, por problemas de memoria del programa, sólo se representaron los órganos principales, asignando al resto del cuerpo propiedades electromagnéticas uniformes. Como valor de la permeabilidad para el cuerpo se usó el valor del vacío, mientras que para la conductividad se hizo una estimación de la media de las conductividades de músculo, hueso, grasa y piel encontrados en la literatura y se le asignó un valor de 0,1 S/m. Este valor se ha variado levemente en algunos cálculos para estudiar su influencia en las corrientes inducidas en los órganos principales.

Para las condiciones de contorno se ha utilizado la herramienta “infinite box” que ha sido comentada previamente, con lo que se ahorra espacio en la geometría y, por lo tanto, en la memoria utilizada.

En la figura siguiente se ve el dominio completo de cálculo en el que se puede observar la “infinite box”.

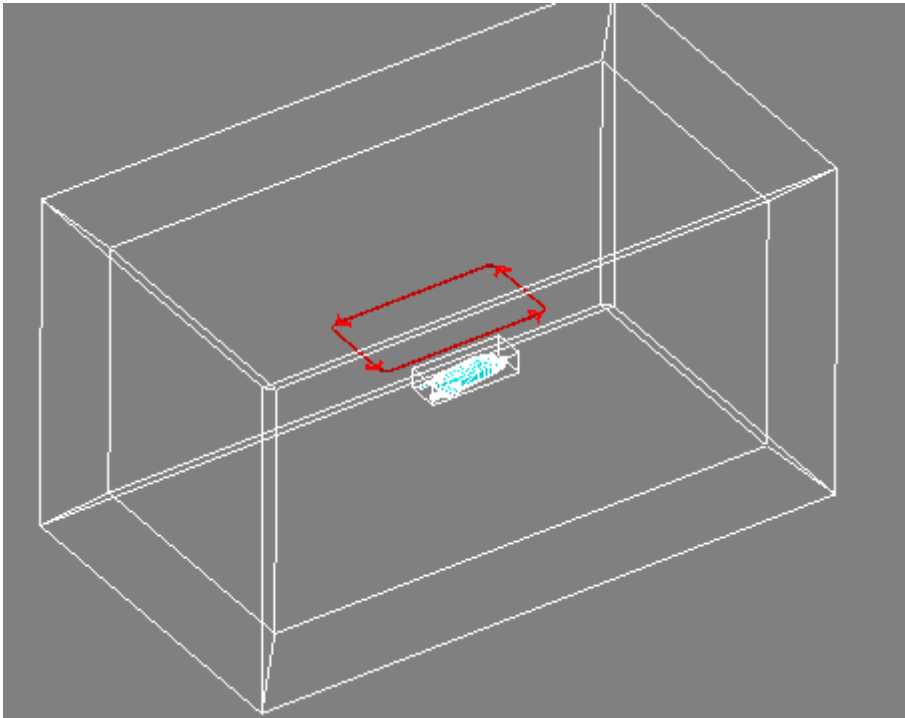


Fig. 4.11. Geometría completa utilizada en los cálculos.

En las simulaciones que recrean las medidas experimentales la espira que crea el campo ha sido representada mediante una herramienta que proporciona el programa que se denomina “Non-Meshed Coil” (bobina no mallada) la cual es una bobina que se interpone a la geometría, pero que, como su nombre indica, no necesita ser mallada. Estas "non-meshed coils" sólo pueden tener formas sencillas, ya que el programa no calcula el campo que producen por medio de métodos numéricos sino que calcula analíticamente el campo magnético creado por la espira mediante la ley de Biot y Savart.

4.3.4. RESOLUCIÓN DEL PROBLEMA

Como ya se apuntó, el programa FLUX 3D resuelve las ecuaciones de Maxwell mediante elementos finitos, utilizando un método iterativo que interrumpe el cálculo cuando la diferencia entre una solución y la siguiente es menor que un valor umbral determinado. En nuestro caso

el valor umbral que se ha impuesto es que la diferencia entre una solución y la otra sea de una millonésima del valor anterior.

La computación basada en elementos finitos permite el cálculo directo de las variables de cálculo, como pueden ser el potencial escalar eléctrico o el potencial vector magnético, o de cantidades derivadas de éstas como el campo magnético o la densidad del flujo magnético.

Como se ha dicho, el programa tiene varios módulos de cálculo según el tipo de problema. El módulo utilizado en los cálculos de este trabajo ha sido el módulo "magnetodinámico", que permite calcular las ecuaciones de Maxwell con el SPFD. Este modo asume una forma sinusoidal de los distintos campos que se dan en la geometría así como que las corrientes de desplazamiento son consideradas nulas. Como se ha comentado, esta aproximación es apropiada para el caso que nos ocupa, dada la baja frecuencia a la que se realizan los cálculos, que hace despreciables estas corrientes frente a las de conducción.

Por lo tanto las ecuaciones de Maxwell que se resuelven son:

$$\vec{\nabla} \times \vec{H} = \vec{J} \quad (4.1)$$

$$\vec{\nabla} \times \vec{E} = i \cdot \omega \cdot \vec{B} \quad (4.2)$$

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{H} = 0 \quad (4.3)$$

Donde ω es la frecuencia angular del campo sinusoidal, en nuestro caso 100π rad/s y \vec{J} es la densidad de corriente. Para 4.2 asume que los campos son sinusoidales.

También hay que tener en cuenta las ecuaciones constitutivas de la materia:

$$\vec{B} = \mu \vec{H} \quad (4.4)$$

$$\vec{J} = \sigma \vec{E} \quad (4.5)$$

El programa ofrece la posibilidad de tomar como variable de cálculo el potencial vector magnético o el potencial escalar magnético, que es el que se ha escogido en este trabajo por requerir menor potencia de cálculo.

En la formulación de campo escalar se distinguen dos tipos de materiales, conductores o no conductores a la hora de calcular los campos. Se asume que en las zonas donde no hay material conductor ni corriente se cumple que:

$$\vec{H} = -\vec{\nabla}\Phi \quad (4.6)$$

Si tenemos “Non-meshed coils” hay que incluir en el campo H la contribución del campo creado por estas bobinas, que denominamos H_j ¹⁷

$$\vec{H} = -\vec{\nabla}\Phi + \vec{H}_j \quad (4.7)$$

Donde H_j es lo que el programa llama campo fuente. Éste es el campo creado por los "non meshed coils" que se encuentran en el aire. El campo H_j es calculado analíticamente mediante la ley de Biot y Savart, como se ha comentado anteriormente.

Esta formulación nos permite utilizar menos cantidad de memoria en el cálculo al tratarse de una cantidad escalar y no una vectorial, como son el campo H o el potencial vector.

En las zonas conductoras el programa define el potencial eléctrico vector \vec{T} tal que

$$\vec{J} = \vec{\nabla} \times \vec{T} \quad (4.8)$$

Esto es válido ya que al ser despreciables las corrientes de desplazamiento se tiene que,

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{J} = 0 \quad (4.9)$$

Y por lo tanto utilizando combinando 4.8 y 4.1 tenemos que,

$$\vec{H} = -\vec{\nabla} \Phi + \vec{T} \quad (4.10)$$

Esta formulación ocupa más memoria, ya que tiene que calcular tanto el potencial escalar magnético como el potencial vector eléctrico, por lo tanto ocupando casi lo mismo que la formulación por potencial magnético vector. Está circunscrita sólo a las zonas conductoras del problema, que en nuestro caso es el cerdo y todos sus órganos.

Los cálculos se han realizado en un ordenador con procesador Pentium a 3,2 GHz, y 3,5 Gb de memoria RAM. Se utilizó la opción de memoria estática usando el máximo permitido de 1800 Mb. Con estas características los tiempos de cálculo han oscilado entre las 2 y las 6 horas dependiendo de la formulación utilizada y del mallado, principalmente.

4.3.5. Resultados de la simulaciones

En la figura 4.12 se representa un mapa de las corrientes inducidas en los diversos órganos para los cálculos simulando la corriente de la espira encima del cerdo, tal y como se muestra en la figura 4.11. En la

figura 4.13. se muestra el campo magnético en cada órgano estudiado para este mismo caso. La corriente que se introdujo en la espira para las simulaciones fue de 25 A por espira, aproximadamente la utilizada en las medidas experimentales.

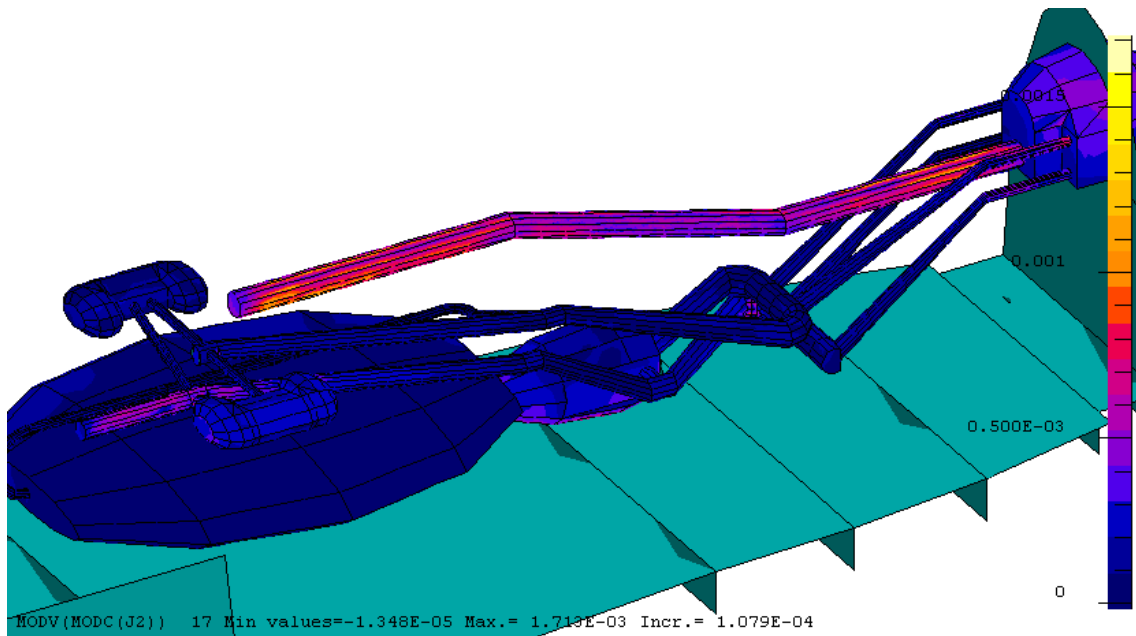


Figura 4.12. Mapa de las corrientes inducidas en los distintos órganos

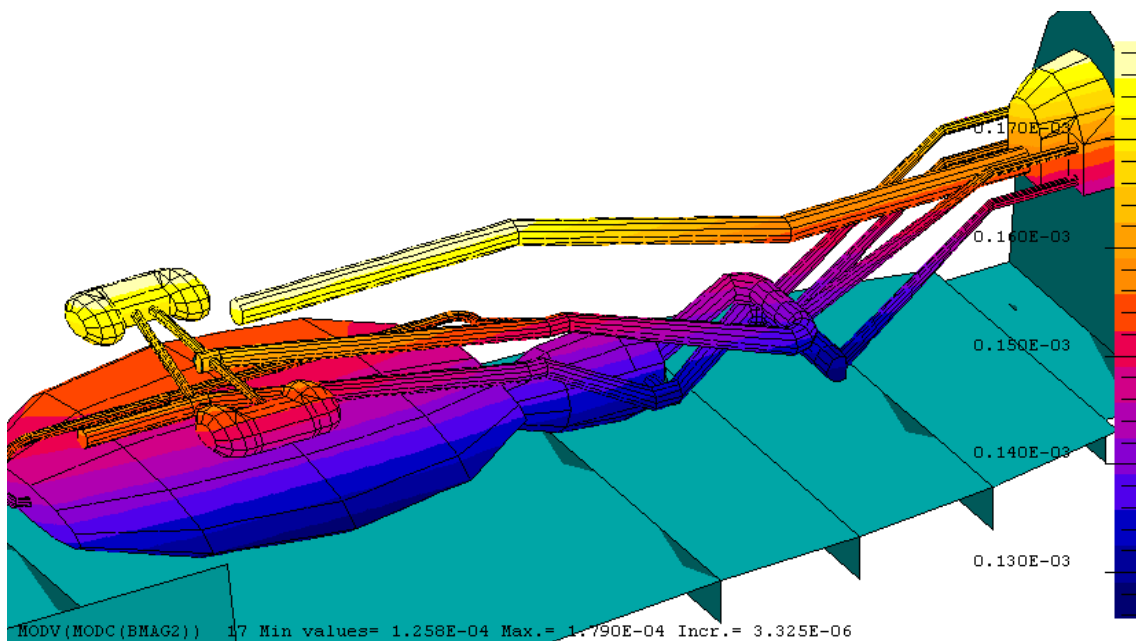


Figura 4.13. Mapa del campo magnético creado por la espira en los distintos órganos

Se puede observar que, en este caso, la densidad de corriente mayor se da en la médula y en algunos puntos de las venas y arterias. Esto es razonable por dos motivos: uno que estas regiones son las que tienen una conductividad mayor, y dos que en este caso en particular, al estar la médula en la parte más cercana a la espira, también está sometida a un campo magnético mayor que otros órganos como se observa en la figura 4.13. Como se ve se en la barra de la derecha de la figura 4.12 la densidad de corriente llega hasta valores de 1,7 mA/m². Hay que ser cuidadoso con estos valores máximos ya que no siempre son valores realistas sino que a veces se dan en algún elemento no muy fino del mallado, por lo que se crean artificios del cálculo. Esto se puede comprobar fácilmente en los mapas de campo ya que estos valores se da en espacios muy pequeños (son creados en los vértices de elementos) y por lo tanto no son representativos del valor medio en el órgano. De todos modos se van a mostrar los valores máximos obtenidos en cada cálculo como un límite máximo a las corrientes en zonas puntuales, aunque no sean los valores que hay que utilizar en la norma.

En la tabla 4.3 se muestran las corrientes máximas y el campo eléctrico inducido por órgano, así como el campo magnético máximo al que está sometido para la configuración estudiada. También se expresa el cociente entre densidad de corriente y campo magnético.

En la tabla 4.4 se muestran los valores de corriente promediados a superficies de 1 cm² para cada órgano en una zona donde la corriente sea máxima (como exigía la normativa ICNIRP). En la tabla también se muestran los valores de campo a los que está sometido el órgano promediado en la misma superficie y la relación entre ambas magnitudes.

Tabla 4.3				
Órgano	J (mA/m²)	B (μT)	j/B($\frac{mA/m^2}{\mu T}$)	E(mV/m)
Aorta	1	170	5,9*10 ⁻³	1,43
Cava	1	170	5,9*10 ⁻³	1,43
Cerebro	0,6	180	3,3*10 ⁻³	1,2
Corazón	0,8	145	5,5*10 ⁻³	1,3
Hígado	0,4	155	2,6*10 ⁻³	1,8
Médula	1,3	180	7,2*10 ⁻³	1,3
Riñón	0,8	157	5,1*10 ⁻³	2,35

Tabla 4.3 Valores máximos de corriente inducida y campos en los distintos órganos del animal de experimentación para la configuración utilizada en las medidas experimentales, así como del cociente entre j y B.

Tabla 4.4.				
Órgano	J (mA/m²)	B (μT)	j/B($\frac{mA/m^2}{\mu T}$)	E(mV/m)
Ahorta	0,47	163	2,88*10 ⁻³	0,67
Cava	0,43	153	2,81*10 ⁻³	0,61
Cerebro	0,18	159	1,13*10 ⁻³	0,36
Corazón	0,37	141	2,6*10 ⁻³	0,62
Hígado	0,13	141	0,92*10 ⁻³	0,59
Médula	0,52	176	2,95*10 ⁻³	0,52
Riñón	0,4	153	2,6*10 ⁻³	1,17

Tabla 4.4 Valores promediados a una superficie de 1 cm² de corriente inducida y campos en los distintos órganos del animal de experimentación para la configuración utilizada en las medidas experimentales, así como el cociente entre j y B.

Se han realizado otros cálculos cambiando la conductividad asignada al material que de la parte global del cerdo. Se le asignó como prueba una conductividad arbitraria de 0,14 S/m o sea un 40% más que en los

cálculos previos para ver como afectaba esto a las medidas del resto de los órganos. Este aumento supuso un aumento de un 19 % en las corrientes inducidas en la médula, así como de algo menos del 10 % en el resto de los órganos.

El campo magnético es el mismo para los dos casos ya que las corrientes que se inducen no ejercen prácticamente ningún efecto de apantallamiento.

4.3.6. Discusión de los resultados

Uno de los objetivos de este trabajo es considerar la relación entre el límite normativo sobre las distintas magnitudes ya sean las corrientes inducidas o el campo magnético. La norma establece, en el caso de los trabajadores, unos límites a 50 Hz de 10 mA/m² para la densidad de corriente y de 500 μT para la inducción magnética, por lo que la relación entre estos dos límites es de $0,02 \frac{\text{mA}/\text{m}^2}{\mu\text{T}}$. Como se ve en la

tabla 4.3. ninguno de los casos calculados se acerca a este límite. Eso significa que es necesario un campo magnético superior al normativo para poder llegar al límite de corriente. Para el caso de esta simulación, serán necesarios campos de 3300 μT en la médula para llegar al límite de corriente que un orden de magnitud superior a los 500 μT. En el caso del hígado el campo necesario para llegar al límite de densidad de corriente sería de 0,01 T. También los valores de campo eléctrico estimados son muy inferiores a los que impondría la nueva normativa.

Por otro lado las corrientes en los órganos se ven afectadas por los tejidos que los rodean. Hay que tener en cuenta que se ha tomado una conductividad similar a la media de las que existen en la literatura para todos los tejidos que rodean los órganos, por lo que los resultados no debieran variar mucho de los obtenidos.

Otro de los objetivos de esta simulación era comparar sus resultados con los resultados experimentales. En el apartado 3.2 se muestran las corrientes inducidas en función del campo para las medidas experimentales en el hígado, riñón, corazón y médula. Comparando los resultados teóricos con los experimentales para el corazón y la médula se ve que los experimentales son mayores que los teóricos, siendo 2 o 3 veces mayores en el caso experimental.

Esto se podría atribuir a que la medida experimental necesita que se conecten dos puntos o superficies del órgano en cuestión mediante un circuito amperimétrico de baja resistencia eléctrica, lo que modifica sustancialmente la corriente inducida en el órgano. Al introducir los electrodos y los cables que los unen a los elementos de medida estamos creando un nuevo bucle distinto al que crean los órganos, tejidos y sistema circulatorio del cuerpo humano. Esto hace que la sección del circuito que atraviesa el campo magnético sea mayor, y por lo tanto se incremente la fuerza electromotriz inducida, que es proporcional a esta sección, concentrándose el campo eléctrico en el órgano

En el caso del riñón y el hígado no son comparables los datos ya que la espira estaba situada de manera diferente.

4.1 Modelo Humano

La segunda parte de los cálculos ha conestado en la realización de un modelo del ser humano para realizar los cálculos sobre él.

4.4.1. Geometría

En el caso del ser humano la geometría se ha construido tomando como modelo unas imágenes tomadas mediante Tomografía Computerizada (TC) y Resonancia Magnética (MRI) (figuras 4.14-4.17) por los técnicos del Hospital Puerta de Hierro sobre distintas personas en diversas

partes del cuerpo, de modo que entre todas las imágenes hemos podido obtener las dimensiones y forma de los órganos principales, así como su localización en el interior del cuerpo.

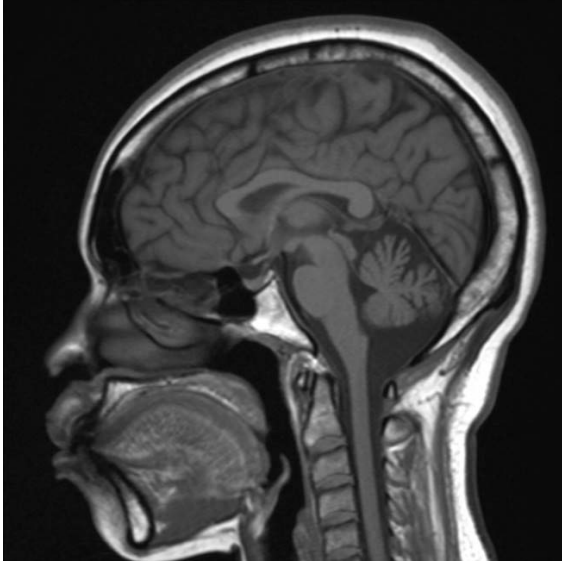


Figura 4.14 Ejemplo de imagen de la cabeza utilizada para realizar la geometría

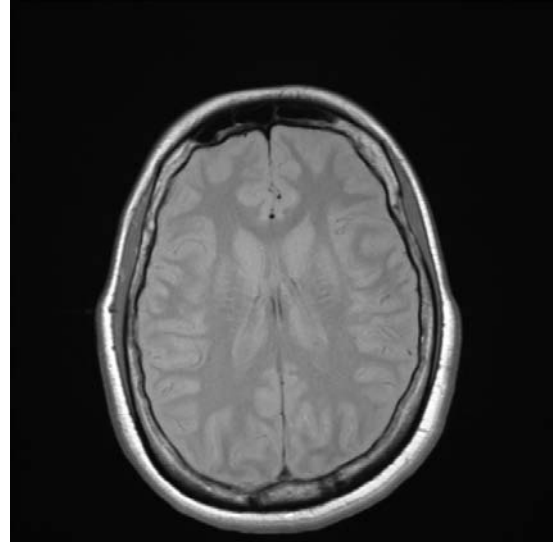


Figura 4.15 Ejemplo de imagen de la cabeza utilizada para realizar la geometría



Figura 4.16 Ejemplo de imagen del torso utilizada para realizar la geometría



Figura 4.17 Ejemplo de imagen del torso utilizada para realizar la geometría

Al igual que en el modelo del cerdo, y por las mismas razones expuestas en ese caso, los órganos que se han representado en el modelo son los riñones, el hígado, el cerebro, el corazón y la médula así como la porción del sistema circulatorio que une estos órganos. La forma de los

órganos en la geometría se ha creado de la misma manera que en el modelo animal.

El tamaño de los órganos que se han simulado en estos cálculos se muestra en la siguiente tabla. Éstos están parametrizados y se puede cambiar fácilmente su tamaño lo que permitiría ver como afecta este tamaño a las corrientes que se inducen en ellos. La altura que se ha considerado del humano al completo es de 1,75 metros.

TABLA 4.5			
Órgano	Largo(mm)	Ancho(mm)	Alto(mm)
Cerebro	130	125	158
Riñón	100	45	23
Hígado	240	170	30
Corazón	170	95	85

Tabla 4.5 Dimensiones de los órganos representados en la geometría del modelo del ser humano.

La médula ha sido representada de dos maneras: como un todo con una conductividad fija o dividiendo la sección en dos partes. La sección que se supuso de la médula es de 15 mm de diámetro, obtenida de las imágenes de MRI.

En la figura 4.18 se muestra una imagen de los órganos que se han representado en la geometría. Y en la figura 4.19 una del cuerpo completo.

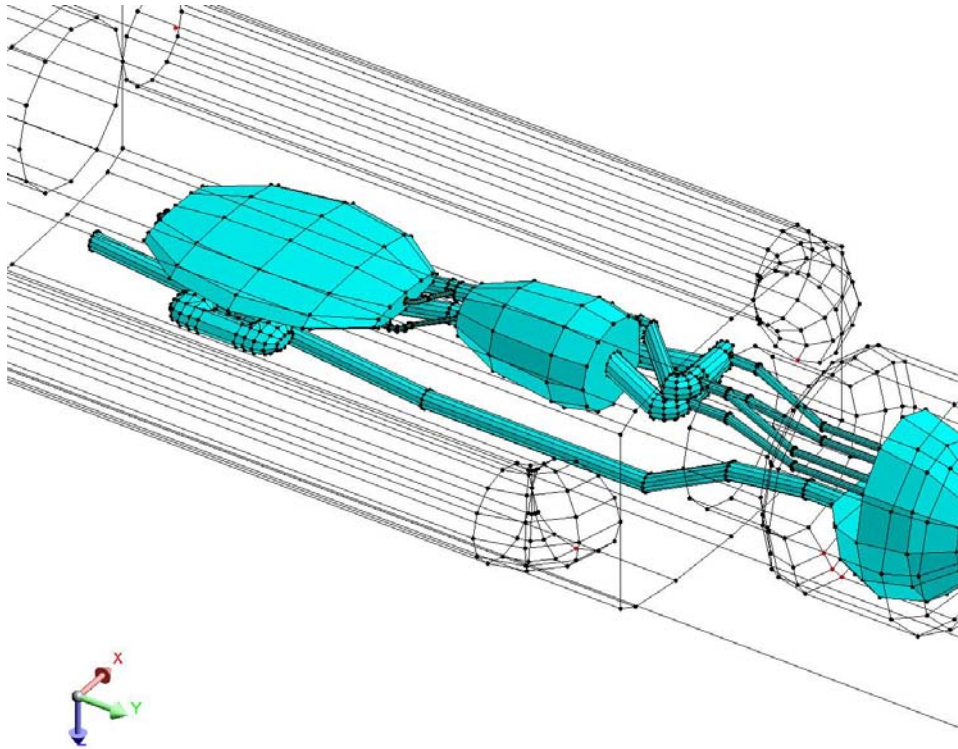


Figura 4.18 Esquema de los órganos representados en la geometría

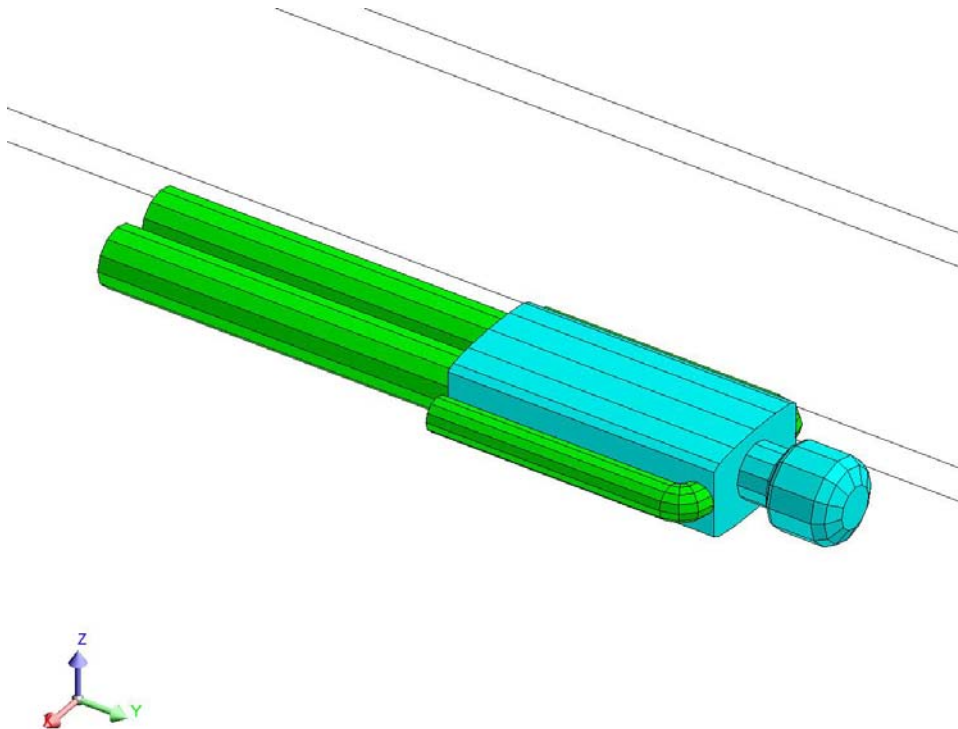


Figura 4.19 Geometría utilizada en los cálculos.

También se ha representado la espira que crea el campo magnético, la cual se ha colocado unos 25 cm. por encima del cuerpo, en la misma disposición que se colocó en los cálculos realizados con el cerdo.

4.4.2. Mallado

El mallado se ha realizado siguiendo las pautas del realizado con el modelo animal.

En las figuras se observan el mallado de los órganos, así como el del cuerpo humano por fuera.

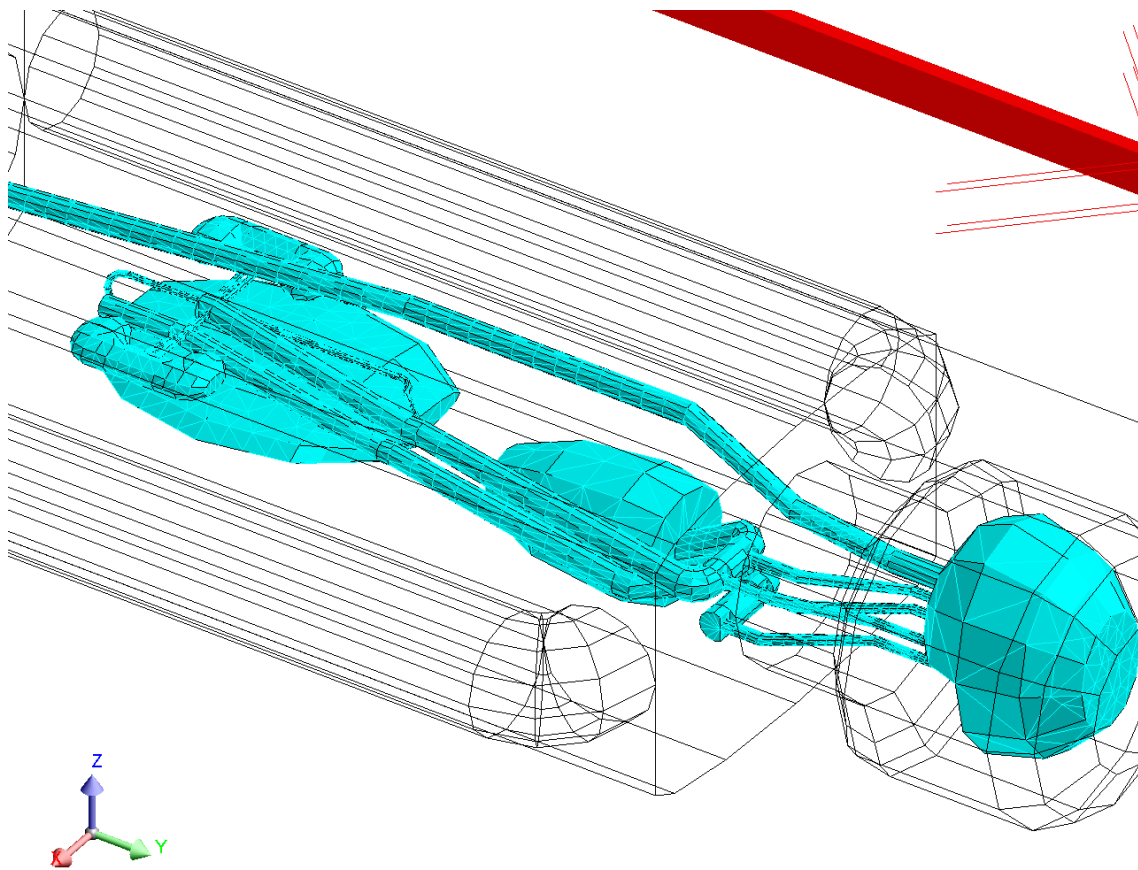


Figura 4.20 Mallado de los órganos principales.

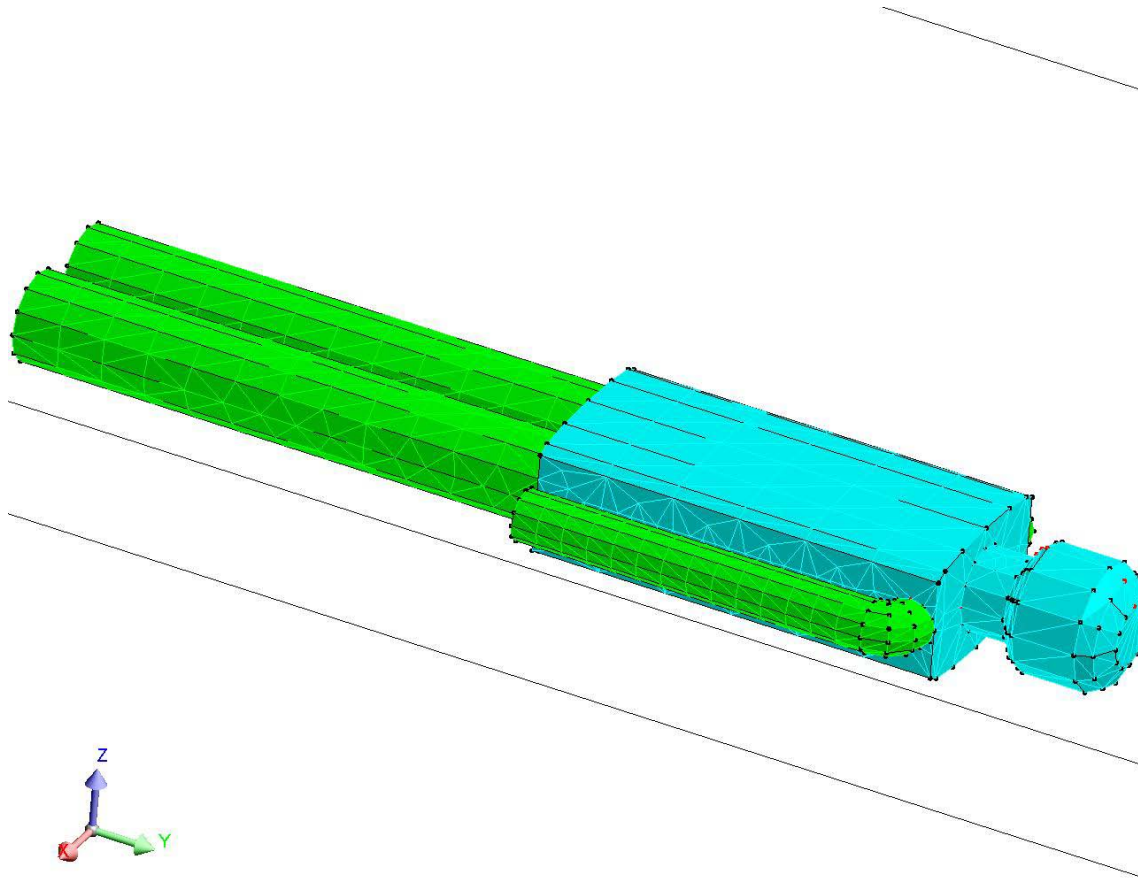


Figura 4.21 Mallado de la superficie del cuerpo.

4.4.3. Propiedades físicas

Las propiedades físicas se han adscrito a la geometría de la misma manera que la expuesta en el caso del modelo animal. Los valores de conductividad son los mostrados en la tabla 4.2.

Para las condiciones de contorno también se ha utilizado una “infinite box” como se muestra en la siguiente figura.

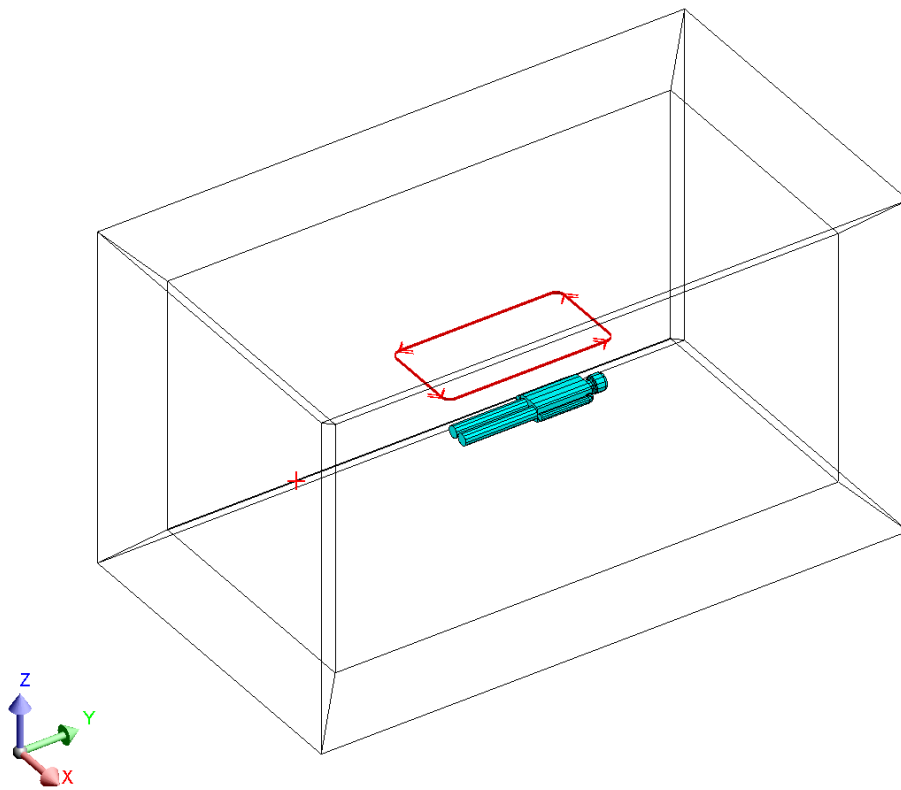


Figura 4.22 Geometría completa utilizada en los cálculos con “Infinite Box”.

4.4.4. Resolución del problema

La resolución del problema se ha realizado utilizando la formulación expuesta en el apartado 4.3.4.

4.4.5. Análisis de Resultados

Se han realizado diversas simulaciones variando algunas características del problema que se exponen a continuación.

4.4.5.1. Campo simulando condiciones experimentales del cerdo

Estas simulaciones fueron realizadas con la configuración utilizada en las medidas experimentales que se muestra en la figura 4.22. La corriente que se impuso a la espira fue de 25 A por vuelta.

En este caso se ha supuesto la conductividad de la médula uniforme, que se estimó en 1 S/m, haciendo una media entre la del líquido cefalorraquídeo y la de la materia blanca.

En la figura 4.23 se muestra un mapa del campo magnético en los órganos principales para este supuesto.

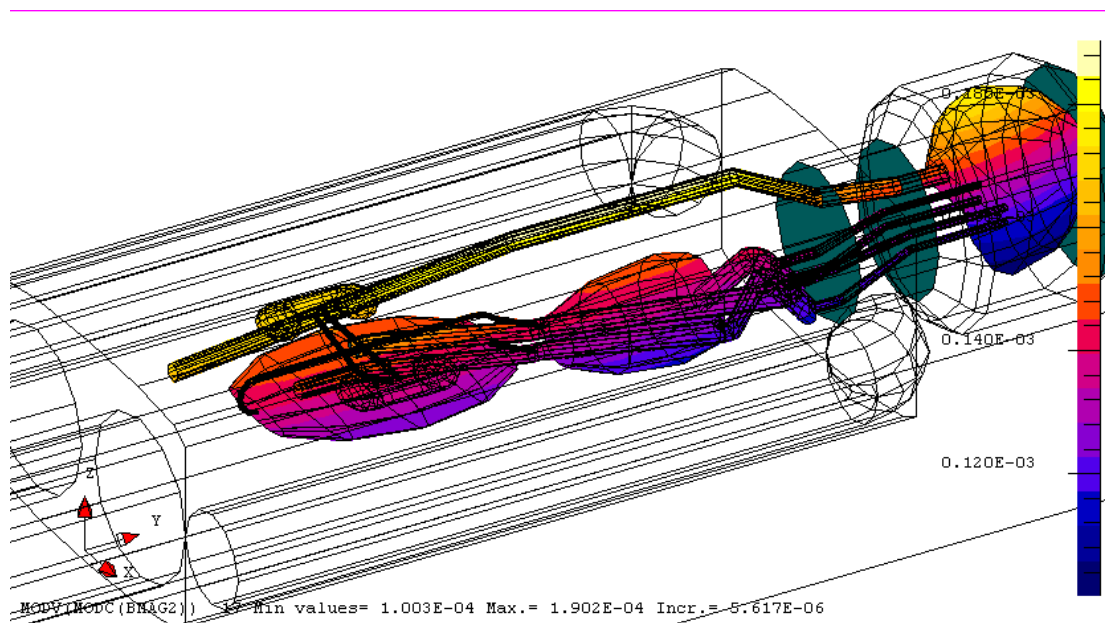


Figura 4.23 Mapa de campo magnético en los órganos principales.

En la figura 4.24 se representa el mapa de las corrientes inducidas en los diversos órganos para esa misma simulación.

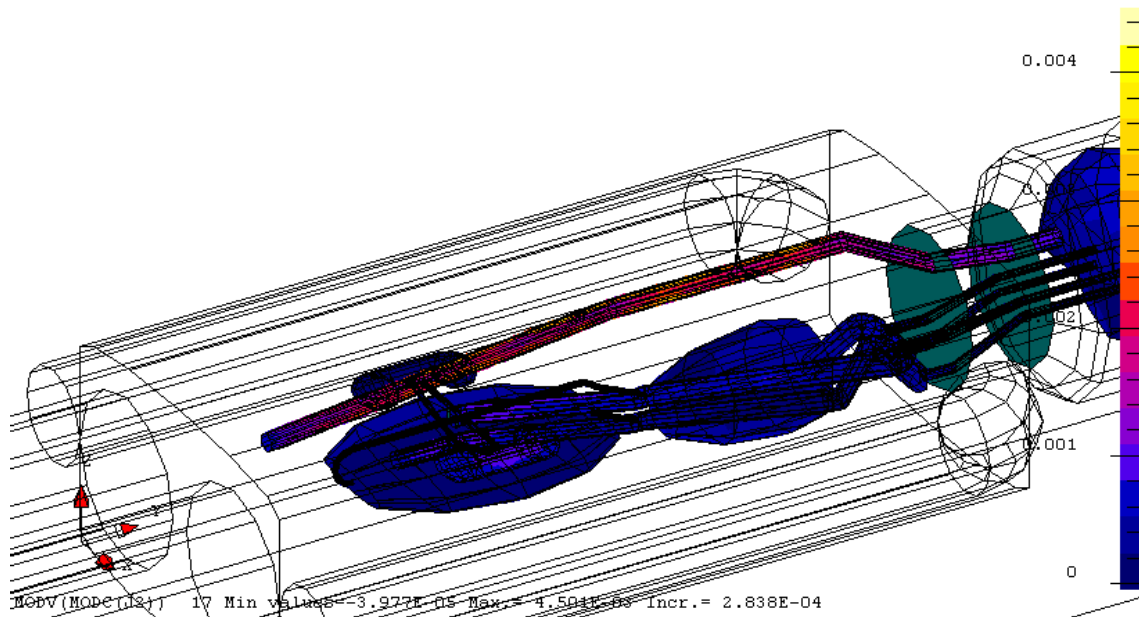


Fig. 4.24 Mapa de las corrientes inducidas en los distintos órganos

Nuevamente se puede observar que la densidad de corriente mayor se da en la médula. Los razonamientos dados en el apartado 4.3.5 vuelven a ser válidos para explicar este resultado. Como se ve se en la barra de la derecha en esta simulación la densidad de corriente llega hasta valores de $4,6 \text{ mA/m}^2$ mientras que el campo máximo llega hasta $190 \text{ } \mu\text{T}$. Como se comentó hay que tener cuidado de saber que estos resultados no sean artificios del cálculo.

En la figura 4.25 se muestran las corrientes que se inducen en el tejido que rodea a los órganos representados. En general todos los mapas de corrientes de los cálculos realizados tienen la misma forma donde lo único que varía es el valor de las corrientes pero no su distribución, siendo siempre superiores en la médula con respecto al resto de los órganos.

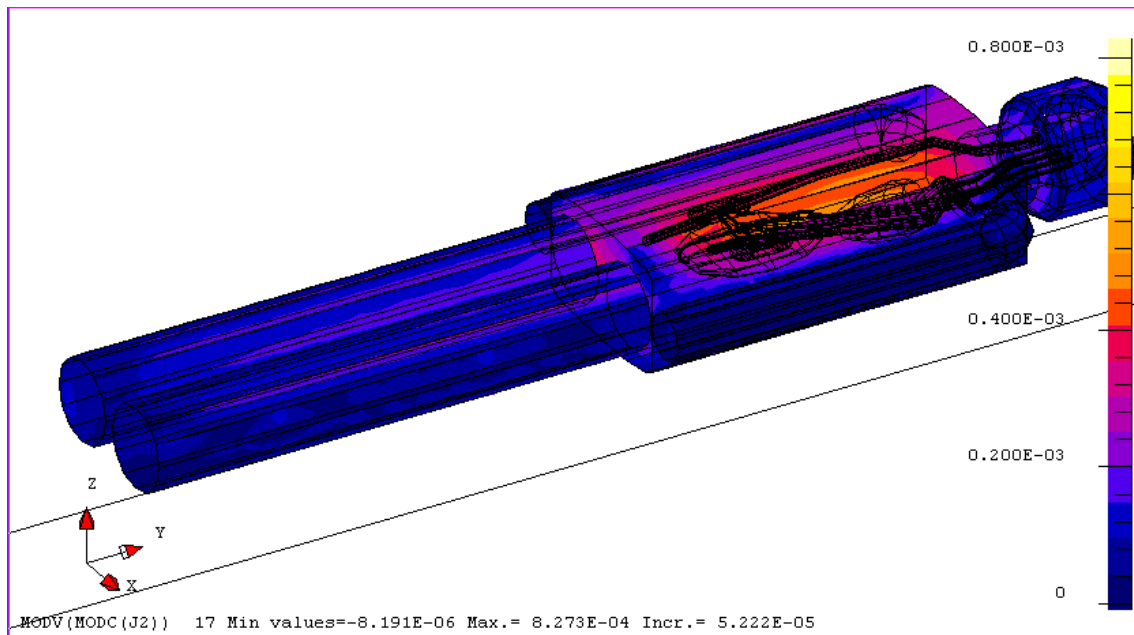


Figura 4.25 Corrientes inducidas en el cuerpo

A continuación se muestra una tabla con los datos de campo máximo y densidad de corriente máxima para esta simulación.

TABLA 4.6				
Órgano	J(mA/m ²)	B (μT)	$\frac{j/B(\frac{mA}{m^2})}{\mu T}$	E(mV/m)
Aorta	0,91	133	$6,8 \cdot 10^{-3}$	1,3
Cava	1,1	133	$8,3 \cdot 10^{-3}$	1,57
Cerebro	0,62	134	$4,6 \cdot 10^{-3}$	1,24
Corazón	0,865	120	$7,2 \cdot 10^{-3}$	1,44
Hígado	0,42	123	$3,4 \cdot 10^{-3}$	1,99
Médula	1,99	146	$1,36 \cdot 10^{-2}$	1,99
Riñón	1,19	138	$8,6 \cdot 10^{-3}$	3,5

Tabla 4.6 Valores máximos de corriente inducida y campos en los distintos órganos del ser humano para la configuración utilizada en las medidas experimentales, así como del cociente entre j y B .

En la tabla 4.7 se muestran los valores de corriente promediados a superficies de 1 cm² (que es la magnitud que contempla la norma para

su validez) para cada órgano en una zona donde la corriente sea máxima. También se muestran los valores de campo magnético a los que está sometido el órgano, promediados en la misma superficie, y la relación entre ambas magnitudes. También se muestra el campo eléctrico interno.

TABLA 4.7				
Órgano	J(mA/m²)	B (μT)	$j/B(\frac{mA/m^2}{\mu T})$	E(mV/m)
Aorta	0,463	109	$4,24 \cdot 10^{-3}$	0,66
Cava	0,443	103	$4,3 \cdot 10^{-3}$	0,63
Cerebro	0,177	101	$1,75 \cdot 10^{-3}$	0,35
Corazón	0,284	107	$2,65 \cdot 10^{-3}$	0,47
Hígado	0,143	111	$1,28 \cdot 10^{-3}$	0,65
Médula	0,893	142	$6,29 \cdot 10^{-3}$	0,893
Riñón	0,630	111	$5,68 \cdot 10^{-3}$	1,85

Tabla 4.7 Valores promediados a una superficie de 1 cm² de corriente inducida y campos en los distintos órganos del ser humano para la configuración utilizada en las medidas experimentales, así como del cociente entre j y B.

Se ha realizado este mismo cálculo considerando la médula dividida en dos partes, en lugar de considerarla con una conductividad uniforme. A una parte se le ha impuesto la conductividad del líquido cefalorraquídeo y a la otra la conductividad de la materia blanca del cerebro. En la siguiente tabla se muestran las corrientes inducidas máximas y el campo máximo para esta configuración.

TABLA 4.8				
Órgano	J(mA/m²)	B (μT)	$j/B(\frac{mA/m^2}{\mu T})$	E(mV/m)
Aorta	1,36	144	$9,44 \cdot 10^{-3}$	1,94
Cava	1,18	145	$8,1 \cdot 10^{-3}$	1,69
Cerebro	0,8	148	$5,4 \cdot 10^{-3}$	1,6
Corazón	0,99	130	$7,6 \cdot 10^{-3}$	1,65
Hígado	0,49	133	$3,7 \cdot 10^{-3}$	2,22
Médula	4,2	160	$2,63 \cdot 10^{-2}$	2,2
Riñón	1,32	150	$8,8 \cdot 10^{-3}$	3,88

Tabla 4.8 Valores máximos de corriente inducida y campos en los distintos órganos del ser humano para la configuración utilizada en las medidas experimentales con la médula dividida, así como del cociente entre j y B.

En la siguiente tabla se muestra los valores promediados a 1 cm² para la misma configuración.

TABLA 4.9				
Órgano	J(mA/m²)	B (μT)	$j/B(\frac{mA/m^2}{\mu T})$	E(mV/m)
Aorta	0,603	114	$5,31 \cdot 10^{-3}$	0,86
Cava	0,467	111	$4,19 \cdot 10^{-3}$	0,67
Cerebro	0,195	110	$1,77 \cdot 10^{-3}$	0,39
Corazón	0,338	115	$2,93 \cdot 10^{-3}$	0,56
Hígado	0,170	120	$1,41 \cdot 10^{-3}$	0,77
Médula	1,76	156	$1,13 \cdot 10^{-2}$	0,93
Riñón	0,634	119	$5,32 \cdot 10^{-3}$	1,86

Tabla 4.9 Valores promediados a una superficie de 1 cm² de corriente inducida y campos en los distintos órganos del ser humano para la configuración utilizada en las medidas experimentales con la médula dividida, así como del cociente entre j y B.

Se puede ver que el cociente entre corriente y campo magnético se mantiene en valores similares para la mayoría de los órganos, como era de esperar. Caso aparte es el tema de la médula. La corriente inducida en el caso de la médula dividida en dos es mayor que en el caso de la médula con una conductividad uniforme. Esto es debido en parte a que la sección de médula en la que se ha supuesto el LCR es mayor que la de la parte de la médula considerada como músculo, y las corrientes que se consideran en este cálculo estaban principalmente confinadas en el LCR.

4.4.5.2. Campo Uniforme según la dirección transversal del cuerpo

En la siguiente tabla se muestran las corrientes máximas por órgano, así como el campo magnético máximo al que está sometido para la simulación utilizando la aproximación escalar con campo uniforme según el eje x, que es la dirección de izquierda a derecha del cuerpo humano representado. También se expresa el cociente entre estas dos magnitudes.

TABLA 4.10				
Órgano	J(mA/m²)	B (μT)	$j/B(\frac{mA/m^2}{\mu T})$	E(mV/m)
Aorta	1,2	140	$8,6 \cdot 10^{-3}$	1,71
Cava	1,2	140	$8,6 \cdot 10^{-3}$	1,71
Cerebro	1,05	140	$7,5 \cdot 10^{-3}$	2,1
Corazón	1,35	140	$9,6 \cdot 10^{-3}$	2,25
Hígado	0,3	140	$2,1 \cdot 10^{-3}$	1,36
Médula	2,29	140	$1,63 \cdot 10^{-2}$	2,29
Riñón	0,8	140	$5,7 \cdot 10^{-3}$	2,35

Tabla 4.10 Valores máximos de corriente inducida y campos en los distintos órganos del ser humano para campo magnético uniforme transversal, así como del cociente entre j y B.

Y en la tabla 4.11 se muestran los valores medios para dichas magnitudes en esta simulación.

TABLA 4.12				
Órgano	J(mA/m²)	B (μT)	$j/B(\frac{mA/m^2}{\mu T})$	E(mV/m)
Aorta	0,4	140	$2,9 \cdot 10^{-3}$	0,57
Cava	0,4	140	$2,9 \cdot 10^{-3}$	0,57
Cerebro	0,28	140	$2 \cdot 10^{-3}$	0,56
Corazón	0,41	140	$3 \cdot 10^{-3}$	0,68
Hígado	0,17	140	$1,21 \cdot 10^{-3}$	0,77
Médula	1,09	140	$7,67 \cdot 10^{-3}$	1,09
Riñón	0,4	140	$2,9 \cdot 10^{-3}$	1,18

Tabla 4.11 Valores promediados a una superficie de 1 cm² de corriente inducida y campos en los distintos órganos del ser humano para campo magnético uniforme transversal, así como del cociente entre j y B.

4.4.5.3. Efecto de pequeñas variaciones en la geometría y de las propiedades físicas en el modelo.

A continuación se presentan resultados de pequeñas variaciones que se han hecho tanto en las dimensiones del modelo como en las propiedades físicas.

4.4.5.3.1. Sección de la médula.

Se ha variado la sección de la médula para ver cómo afecta este hecho a las corrientes que se inducen. El diámetro con el que se han realizado los cálculos es con 15 mm, mientras que en esta simulación se ha probado con un diámetro de 12 mm, o sea un 20% menos de diámetro, o un 36% menos de sección.

La densidad de corriente inducida en la médula para un mismo campo en el primer caso es de $1,18 \cdot 10^{-2} \text{ mA/m}^2$ para un campo de $100 \text{ } \mu\text{T}$, mientras que para el segundo caso aumentaba un poco a $1,21 \cdot 10^{-2} \text{ mA/m}^2$ para el mismo campo. Esta variación es menor de un 2%, que se puede considerar no es muy relevante comparada con la variación en la sección, y podría estar dentro del error del cálculo.

4.4.5.3.2. Variación de la conductividad media del cuerpo.

Se han realizado simulaciones para comprobar como afecta la conductividad del cuerpo uniforme que rodea a los órganos en la corriente que se induce en éstos.

Los resultados de la relación entre corriente inducida y campo se muestran en la siguiente tabla.

TABLA 4.12			
	$\sigma=0,1333$	$\sigma=0,1$	$\sigma=0,08$
Aorta	$4,72 \cdot 10^{-3}$	$5,31 \cdot 10^{-3}$	$4,10 \cdot 10^{-3}$
Cava	$4,82 \cdot 10^{-3}$	$4,19 \cdot 10^{-3}$	$3,74 \cdot 10^{-3}$
Cerebro	$1,88 \cdot 10^{-3}$	$1,77 \cdot 10^{-3}$	$1,70 \cdot 10^{-3}$
Corazón	$3,40 \cdot 10^{-3}$	$2,93 \cdot 10^{-3}$	$2,58 \cdot 10^{-3}$
Hígado	$1,47 \cdot 10^{-3}$	$1,41 \cdot 10^{-3}$	$1,36 \cdot 10^{-3}$
Médula	$1,31 \cdot 10^{-2}$	$1,13 \cdot 10^{-2}$	$9,98 \cdot 10^{-3}$
Riñón	$5,66 \cdot 10^{-3}$	$5,32 \cdot 10^{-3}$	$5,03 \cdot 10^{-3}$

Tabla 4.12 Valores del cociente entre j y B en $\frac{\text{mA/m}^2}{\mu\text{T}}$ para distintos valores de la conductividad asignada a la parte de la geometría que rodea a los órganos

Como era de esperar cuando aumenta la conductividad del cuerpo que rodea a los órganos también aumenta la corriente que se induce en

ellos. Esta variación oscila entre un 13 y un 30 % para los distintos órganos, mientras que la conductividad aumenta un 67%.

4.4.5.3.3. Eliminación de partes de la geometría

Se han realizado cálculos eliminando partes de la geometría como son los brazos y las piernas para observar como afectaba esto a las corrientes inducidas en los distintos órganos. Este cálculo tiene como objetivo el ver si es necesario representar todo el cuerpo humano para calcular las corrientes que se inducen en un órgano determinado o si bastaría con representar áreas cercanas de este órgano. En la siguiente tabla se muestra el cociente entre j y B para el cuerpo con extremidades y sin extremidades.

TABLA 4.13		
Órgano	Completo	Sin piernas y brazos
Aorta	$4,5 \cdot 10^{-3}$	$5,37 \cdot 10^{-3}$
Cerebro	$1,92 \cdot 10^{-3}$	$1,92 \cdot 10^{-3}$
Corazón	$3,49 \cdot 10^{-3}$	$3,49 \cdot 10^{-3}$
Hígado	$1,47 \cdot 10^{-3}$	$1,46 \cdot 10^{-3}$
Médula	$1,07 \cdot 10^{-2}$	$1,18 \cdot 10^{-2}$
Riñón	$5,98 \cdot 10^{-3}$	$5,69 \cdot 10^{-3}$

Tabla 4.13 Valores del cociente entre j y B en $\frac{mA/m^2}{\mu T}$ para el modelo humano completo y sin extremidades

Como se puede ver no hay mucha diferencia entre las corrientes inducidas en ambos casos. Lo más es un 12 % en la sangre y un 10% en la médula. Por lo tanto parece factible no tener que representar todo el cuerpo cuando se está interesado solamente en una parte de él, con la ganancia de memoria y tiempo de cálculo que ello conlleva.

4.4.6. Discusión modelo ser humano

Desde el punto de vista normativo, según el modelo numérico en ninguno de los casos se supera el límite de $0,02 \frac{mA/m^2}{\mu T}$ en el cociente entre densidad de corriente inducida y campo magnético. El órgano más cercano al límite sería la médula ya que, como hemos dicho, el líquido cefalorraquídeo tiene la conductividad más alta. El campo magnético necesario para llegar al límite de corriente sería de 1,5 mT, o sea tres veces el límite legal, en el caso de la espira simulando las medidas experimentales.

También se observa que los valores del cociente J/B en el modelo humano son superiores a las obtenidas en el modelo del cerdo (Tabla 4.14) para la misma configuración espacial, o sea que a un campo igual se generarían unas corrientes mayores en el humano. Esto es debido a que el humano es de mayor tamaño que el animal, y por lo tanto ofrece una sección mayor al campo magnético, lo que hace que se induzca un potencial mayor. Es el mismo efecto que se da en la literatura cuando se comparan las corrientes inducidas en distintos animales debido al tamaño.

TABLA 4.14		
Órgano	Cerdo	Humano
Aorta	$2,88 \cdot 10^{-3}$	$4,24 \cdot 10^{-3}$
Cava	$2,81 \cdot 10^{-3}$	$4,3 \cdot 10^{-3}$
Cerebro	$1,13 \cdot 10^{-3}$	$1,75 \cdot 10^{-3}$
Corazón	$2,6 \cdot 10^{-3}$	$2,65 \cdot 10^{-3}$
Hígado	$0,92 \cdot 10^{-3}$	$1,28 \cdot 10^{-3}$
Médula	$2,95 \cdot 10^{-3}$	$6,29 \cdot 10^{-3}$
Riñón	$2,6 \cdot 10^{-3}$	$5,68 \cdot 10^{-3}$

Tabla 4.14 Valores del cociente entre j y B para el modelo del humano y del cerdo bajo las condiciones de las medidas experimentales

Pasando a los cálculos realizados con campo uniforme, éstos se pueden comparar con los de la literatura. En un artículo de 1998 escrito por Dawson y Stuchly, utilizando también el SPFD como método de cálculo se dan valores para las corrientes inducidas para un campo aplicado de $1 \mu\text{T}$ en distintos órganos para las tres orientaciones de campo. Los valores se muestran en la siguiente tabla junto con las densidades de corriente obtenidas a partir de nuestro cálculo extrapoladas a un campo excitador de $1 \mu\text{T}$.

TABLA 4.15		
Órgano	$J_{\text{literatura}}(\text{A/m}^2)$	$J_{\text{calc}}(\text{A/m}^2)$
Sangre	5,7e-6	2,9e-6
Cerebro	9,95e-7	2e-6
Corazón	1,92e-6	3e-6
Médula	1,49e-5	7,67e-7
Riñón	1,33e-6	2,9e-6

Tabla 4.15 Densidad de corriente inducida por μT para el trabajo de Dawson y los calculados con el modelo para campo magnético uniforme transversal

Se puede ver que los valores son del mismo orden, aunque los valores de la literatura otorgan una densidad de corriente mayor para la médula y la sangre y menor en el resto de los órganos. Esto último es debido a que en nuestros cálculos hemos impuesto una conductividad mayor en los órganos que los que ellos toman en cuenta en su artículo. En el caso de la médula para este cálculo hemos usado un valor uniforme para toda la médula de 1 S/m , lo que es aproximadamente la mitad que el valor del líquido cefalorraquídeo, que es donde ellos consideran que la corriente queda confinada. Se ha obtenido una corriente de $1,25 \cdot 10^{-5} \text{ A/m}$ mucho más cercana a la de la literatura cuando se ha realizado un cálculo imponiendo como conductividad de la médula la del LCR que habíamos obtenido en nuestros experimentos.

También hay que resaltar que los cálculos del artículo de Dawson están realizados para una frecuencia de 60 Hz, lo que hace que aumente la corriente que se induce para un campo dado, ya que para una misma intensidad de campo, el potencial que se induce es proporcional a la frecuencia.

Se ha realizado un cálculo con el modelo geométrico creado para este trabajo pero con las condiciones del trabajo de Gabriel, para poder comparar la bondad de nuestro modelo, es decir se han utilizado las conductividad es utilizadas en el trabajo de Dawson y Stuchly que se muestran en la tabla 4.16, que están sacadas del trabajo de Gabriel¹⁶. También se ha considerado una frecuencia de 60 Hz.

Tabla 4.16	
Órgano	$\sigma_{\text{experimental}}(\text{S/m})$
Sangre	0,7
Hígado	0,07
Riñón	0,1
Cerebro	0,06
Corazón	0,1
Líquido Ceforraquídeo	2

Tabla 4.16 Conductividad de los órganos utilizados en el trabajo de Dawson

Los valores obtenidos en este cálculo se muestran en la siguiente tabla comparados con los valores de Dawson.

TABLA 4.17		
Órgano	J_{literatura}(A/m²)	J_{calc}(A/m²)
Sangre	5,7e-6	4,43e-6
Cerebro	9,95e-7	1,01e-6
Corazón	1,92e-6	2,4e-6
Médula	1,49e-5	1,4e-5
Riñón	1,33e-6	1,37e-6

Tabla 4.17 Densidad de corriente inducida por μT para el trabajo de dawson y los calculados con el modelo utilizando las propiedades físicas de dicho trabajo para campo magnético uniforme transversal

Se puede observar que ambos cálculos proporcionan valores muy similares, lo que ayuda a validar el modelo que se ha usado en este trabajo.

En la siguiente tabla se puede observar la relación del cociente J/B para tres de las configuraciones estudiadas. Se puede ver que en general la corriente inducida es menor en el caso del campo uniforme, mientras que las diferencias entre los otros dos son mínimas y achacables al error del programa de cálculo.

TABLA 4.18			
Órgano	Uniforme	Espira médula entera	Espira médula partida
Aorta	2,9*10 ⁻³	4,24*10 ⁻³	5,31*10 ⁻³
Cava	2,9*10 ⁻³	4,3*10 ⁻³	4,19*10 ⁻³
Cerebro	2*10 ⁻³	1,75*10 ⁻³	1,77*10 ⁻³
Corazón	3*10 ⁻³	2,65*10 ⁻³	2,93*10 ⁻³
Hígado	1,21*10 ⁻³	1,28*10 ⁻³	1,41*10 ⁻³
Médula	7,67 *10 ⁻³	6,29*10 ⁻³	1,13*10 ⁻²
Riñón	2,9*10 ⁻³	5,68*10 ⁻³	5,32*10 ⁻³

Tabla 4.18 Valores del cociente entre j y B en $\frac{mA/m^2}{\mu T}$ para tres de los cálculos estudiados.

Esto es una demostración de que la disposición espacial del campo también afecta de modo importante a las corrientes que se inducen en su interior y no sólo la magnitud del campo.

4.5 Conclusiones

Se han realizado con ayuda de un programa comercial de elementos finitos un modelo de un cerdo y otro de un ser humano para el cálculo de las corrientes inducidas creadas en su interior por un campo electromagnético externo. Se ha estudiado la relación entre el campo magnético externo y las corrientes que se inducen en función de la forma espacial del campo para un valor dado.

La principal ventaja de este modelo es el haber sido realizado con un programa comercial de elementos finitos lo que permite que se pueda colocar el modelo bajo muy diversas configuraciones de campo externo, pudiendo simular con relativa sencillez las fuentes de campo.

De los resultados obtenidos con el modelo la primera conclusión que se puede extraer es que la densidad de corriente que se induce en un ser humano cualquiera sólo se podrá estimar a partir de un modelo exacto de dicho ser humano, ya que se ha demostrado que el tamaño del cuerpo afecta a las corrientes que se inducen en su interior. La causa principal es que un cuerpo más grande tendrá lazos más grandes en las que se puede generar una fuerza electromotriz mayor. Por lo tanto el valor de las corrientes variará de una persona a otra en función del tamaño de sus órganos, localización precisa de éstos etc...

Otra conclusión que se puede extraer es que las corrientes inducidas no dependen solamente de la magnitud del campo externo, sino que la disposición espacial de éste afecta también a las corrientes que se generan en el cuerpo. Tanto la posición relativa del sujeto de estudio

frente a las fuentes de campo, como la variación del campo en sí son factores determinantes en la inducción de corrientes.

Por otro lado desde un punto de vista normativo de los resultados expuestos se extrae que es mucho más restrictivo el límite de campo para el campo magnético que el límite para densidad de corriente. En el peor de los casos es necesario casi el doble del límite de campo, o sea 1mT para que se induzca el valor límite de corriente de 10 mA/m². Por lo tanto, teniendo en cuenta que se ha estimado el valor de B a partir del de J se podría aumentar en un factor 2 el límite de B. Estos límites ya han sido variados en 2010 y, en efecto, el límite de campo magnético ha sido doblado. En este trabajo también se han reflejado los valores de campo eléctrico interno y se puede observar que es necesario un campo magnético muy superior a 1 mT para obtener un campo eléctrico interno de 100 mV/m

Referencias

¹ Spiegel R J 1977 *High-Voltage electric field coupling to humans using moment method techniques* IEEE. Trans. Biomed. Eng.

² ICPNIRP 1998 *ICNIRP Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up to 300 GHz)*, Health. Phys. 74 494-522

³ ICPNIRP 2010 *ICNIRP Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (1Hz-100KHz)*, Health. Phys. 99 818-836

⁴ Hart F 1992 *Numerical and analytical methods to determine the current density distributions produced in human and rat models by electric and magnetic fields*, Bioelectromagnetics 13 313-316

⁵ Kaune W T, Guttman J L and Kavet R 1997 *Comparison of coupling of humans to electric and magnetic fields with frequencies between 100 Hz and 100 KHz* Bioelectromagnetics 18 67-76

⁶ Sullivan D M, Gandhi O P and Taflove A 1988 *Use of the finite-difference time-domain method for calculating EM absorption in man models* IEEE Trans. Biomed. Eng. 35 179-186

⁷ Orcutt N and Gandhi O P 1988 *A 3-D Impedance Method to calculate power deposition in biological bodies subjected to time varying magnetic fields* IEEE Trans. Biomed. Eng. 35 644-651

⁸ Dawson T W and Stuchly M 1998 *High resolution organ dosimetry for human exposure to low-frequency magnetic fields*, IEEE Trans. Magn. 34 708- 718

-
- ⁹ Sandrini L, Vaccari A, Malacarne C, Cristoforetti L and Pontalti R 2004 *RF dosimetry: a comparison between power absorption of female and male numerical models from 0.1 to 4 GHz* Phys. Med. Biol. 49 5185–5201
- ¹⁰ Findlay R P and Dimbylow P J 2010 *SAR in a child voxel phantom from exposure to wireless computer networks (Wi-Fi)* Phys. Med. Biol. 55 N405–N411
- ¹¹ Dimbylow P J 1997 *FDTD calculations of the whole-body averaged SAR in an anatomically realistic voxel model of the human body from 1 MHz to 1 GHz* Phys. Med. Biol. 42 479–90
- ¹² Weiguo X, Stuchly M and Gandhi O P 1994 *Induced electric currents in models of man and rodents from 60 Hz magnetic fields* IEEE Trans. Biomed. Eng. 41 1018-1023
- ¹³ Dimbylow P 2005 *Development of the female voxel phantom, NAOMI, and its application to calculations of induced current densities and electric fields from applied low frequency magnetic and electric fields* Phys. Med. Biol. 50 1047–1070
- ¹⁴ Dimbylow P 2006 *Development of pregnant female, hybrid voxel-mathematical models and their application to the dosimetry of applied magnetic and electric fields at 50 Hz* Phys. Med. Biol. 51 2383–2394
- ¹⁵ Dimbylow P J 1998 *Induced current densities from low-frequency magnetic fields in a 2 mm resolution, anatomically realistic model of the body* Phys. Med. Biol. 43 221–30
- ¹⁶ Gabriel C, Gabriel S and Corthout E 1996 *The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey* Phys. Med. Biol. 41 2231-2249.
- ¹⁷ FLUX® 9.30 User's guide volume 3 Physical applications: Magnetic, Electric, Thermal, ...

CAPITULO 5. SITUACIONES REALES

En este capítulo se muestran los resultados de las simulaciones realizadas sobre situaciones reales a las que se puede ver sometido un trabajador de compañía eléctrica.

5.1. Introducción

Los trabajadores de compañías eléctricas están sometidos a situaciones que pueden estar en el límite de la norma por su cercanía a fuentes de campo. Dawson y Stuchly han estudiado el campo y las corrientes que se creaban en el cuerpo humano bajo condiciones a las que se ven sometidos trabajadores de líneas de alta tensión británicos ^{1,2}. Allí se veía que dependiendo de la posición se podía estar cerca de los límites del ICNIRP³.

En el capítulo anterior ya se ha visto que las corrientes inducidas dependen tanto del valor del campo como de la posición del cuerpo. Por lo tanto para proceder a estudiar las corrientes inducidas en el modelo en casos reales lo primero que se hizo fue mejorar el modelo introduciendo articulaciones en piernas y brazos de modo que se pudiera colocar en distintas posturas.

Una vez se obtuvo la movilidad de las extremidades se pasó a la resolución de problemas en los que se ve envuelto un trabajador de compañías eléctricas. A partir de un vídeo colgado en la web de Red Eléctrica de España llamado "live-Voltage works"⁴, donde se muestran distintas situaciones a las que trabajadores de esta compañía se ven sometidos en línea aérea, se seleccionaron dos posiciones que se consideraron que podían ser en las que a mayor campo magnético se vería sometido el trabajador por su cercanía a la línea de alta tensión. Aparte se consideró una tercera situación que podría ser complicada, que es dentro de una galería entre los cables de corriente trifásica, ya que debido al estrecho tamaño de estas galerías los trabajadores se encuentran muy cercanos a los cables.

5.2. Mejora del modelo

Para la introducción de las articulaciones se utilizaron las herramientas de transformación que posee FLUX3D. Éstas se utilizan al crear la geometría, y, al poder ser parametrizadas, cambiando un parámetro se cambia el grado de rotación de la articulación.

En las siguientes figuras se muestran dos ejemplos de las posturas que se pueden crear con estas nuevas articulaciones.

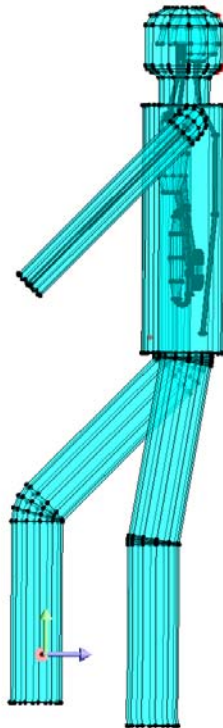


Figura 5.1. Imagen del cuerpo simulando que anda.

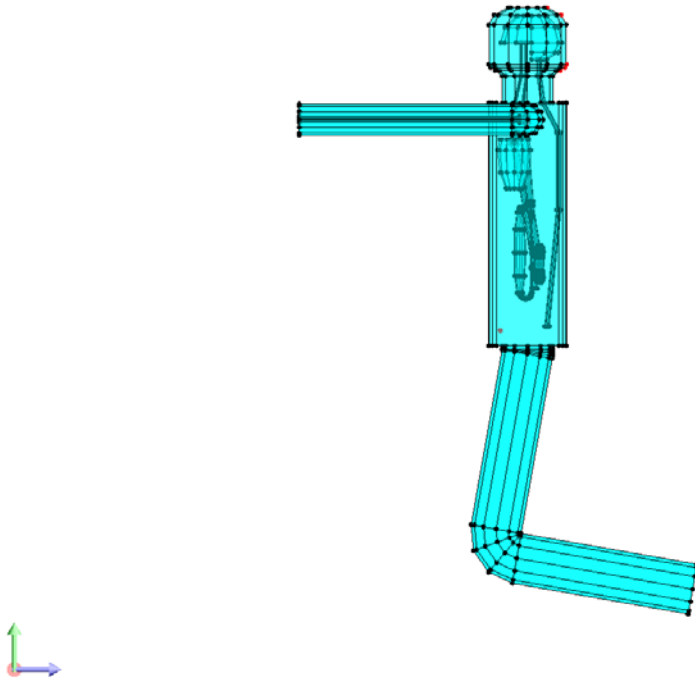


Figura 5.2. Imagen del cuerpo con los brazos en posición de rodillas

5.3. Simulaciones de situaciones reales

Se han simulado tres situaciones a las que se puede ver sometido un trabajador de línea eléctrica.

- I. Trabajador enfrente de la línea eléctrica
- II. Trabajador sobre el cable de alta tensión
- III. Trabajador en la galería.

En todos los casos se ha utilizado el modelo con articulaciones utilizando el mismo mallado y la misma formulación que los expuestos en el capítulo anterior.

La resolución del problema se ha realizado utilizando la formulación cuasiestática con el potencial escalar magnético explicada en el capítulo 4.

Estos cálculos fueron realizados con un ordenador más potente que con el que se realizaron los cálculos del capítulo 4, con un procesador de 2 Ghz y una capacidad de 8 Gb de memoria RAM. La versión del programa fue la FLUX 10.1. Los tiempos de cálculo con este nuevo ordenador son menores que los de los cálculos del capítulo 4 y fueron de entre media hora y una hora.

5.3.1. Trabajador enfrente de línea eléctrica

Se ha simulado un trabajador enfrente de la línea de alta tensión al igual que los trabajadores que van sobre una plataforma colgando de un helicóptero, tal y como se muestra en el vídeo anteriormente mencionado y que se refleja en la siguiente imagen.



Figura 5.3. Extracto del vídeo en el que se ve al trabajador operando frente a la línea

Las dimensiones de la torre fueron tomadas de los planos aportados por R.E.E. que se muestran en la siguiente figura.

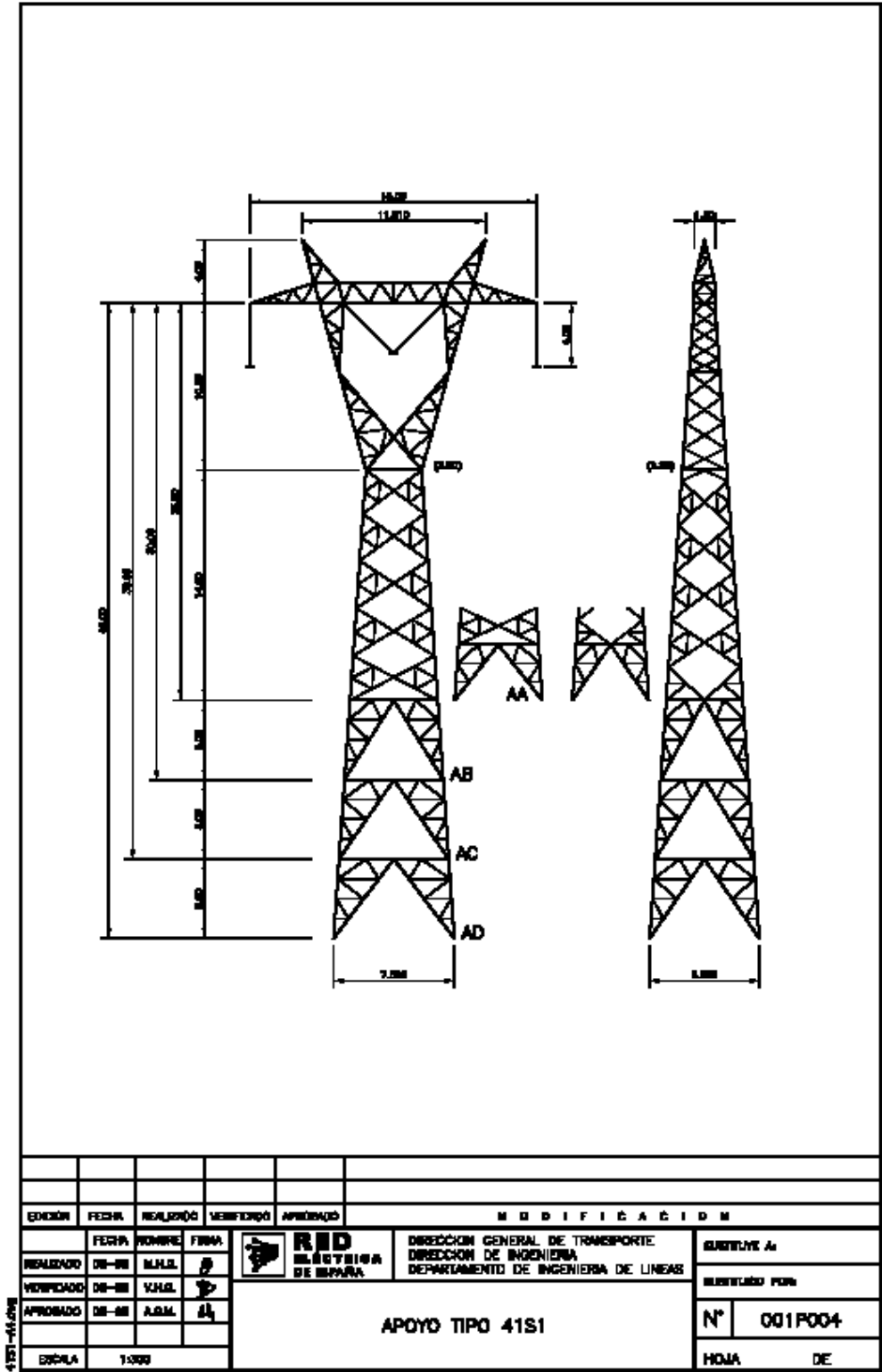


Fig. 5.4. Plano de la torre de alta tensión utilizada en las simulaciones.

La geometría de la torre utilizada en las simulaciones se muestra en la figura siguiente. Ésta se simuló ya que al ser metálica podría afectar al campo electromagnético y, por lo tanto, a las corrientes que se inducen.

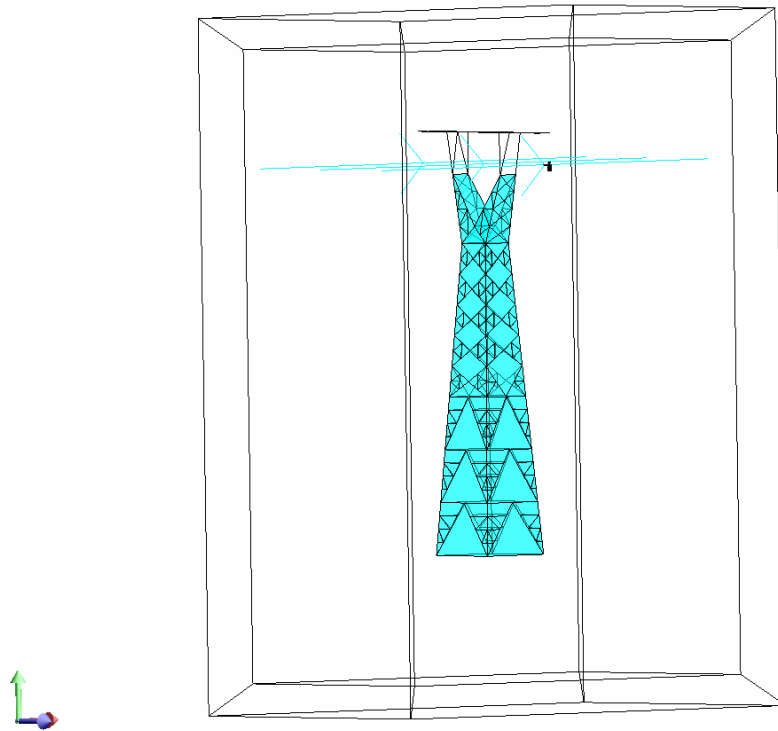


Fig 5.5. Geometría de la torre utilizada en los cálculos.

Como se ha comentado en el capítulo 4 el mallado es el punto más crítico de este problema por tener tamaños muy distintos en las diferentes partes de la geometría del cuerpo con sus órganos. Hay que tener en cuenta que al añadir la torre de alta tensión a la configuración definitiva se suman muchos elementos al mallado final, haciendo más laboriosa la acción del cálculo.

Pero como se ha comentado, para estos cálculos se dispuso de una nueva versión del programa FLUX, gestionada con Windows 64, que permite usar mayor memoria RAM, por lo que se ha podido realizar un mallado correcto de la torre sin tener que variar el mallado que se le

otorgaba a los distintos elementos del cuerpo humano, que ya habían probado su validez en cálculos anteriores.

Cabe resaltar que cada vez que se modifica la posición relativa del cuerpo y la torre, o que se modifica la forma del cuerpo, variando el ángulo de giro de alguna de sus articulaciones, hay que borrar el mallado. Esto no es muy problemático ya que, como se dijo en el capítulo 4, el programa realiza el proceso de mallado a partir de una herramienta que se llama "mesh point" y que se asigna a cada punto de la geometría. Una vez un punto tiene un "mesh point" asignado este impone la distancia en la cercanía del punto en cuestión entre nodos de los distintos elementos tetraédricos en los que se divide la geometría. El programa mantiene la asignación entre el punto y el "mesh point" a pesar de tener que borrar el mallado cada vez que se realiza un cambio en la geometría, y por lo tanto para volver a realizar el mallado sólo hay que ordenarle al programa que vuelva a mallar el modelo con los datos originales. Cada nuevo mallado lleva un tiempo de aproximadamente 5 minutos.

El número de elementos en los que se ha dividido la geometría en estas simulaciones es del orden de $3 \cdot 10^5$.

Respecto a las propiedades físicas los valores de conductividad han sido los hallados en el capítulo 3. Con respecto a las fuentes de campo, para este caso se han simulado los tres cables de alta tensión que cuelgan de la torre desfasados 120° entre sí. La corriente que se impuso en cada cable en la simulación es de 500 A.

5.3.1.1. ANALISIS DE LOS RESULTADOS

En la siguiente figura se muestra el mapa del campo magnético en los órganos principales. En esta figura no se ha tenido en cuenta el campo en los brazos ya que su alto valor (Hasta casi 50 veces mayor en su valor máximo que en el resto de los órganos, como se puede apreciar en la tabla 2) hacía que no se pudiese apreciar bien la variación de campo en el resto de los órganos.

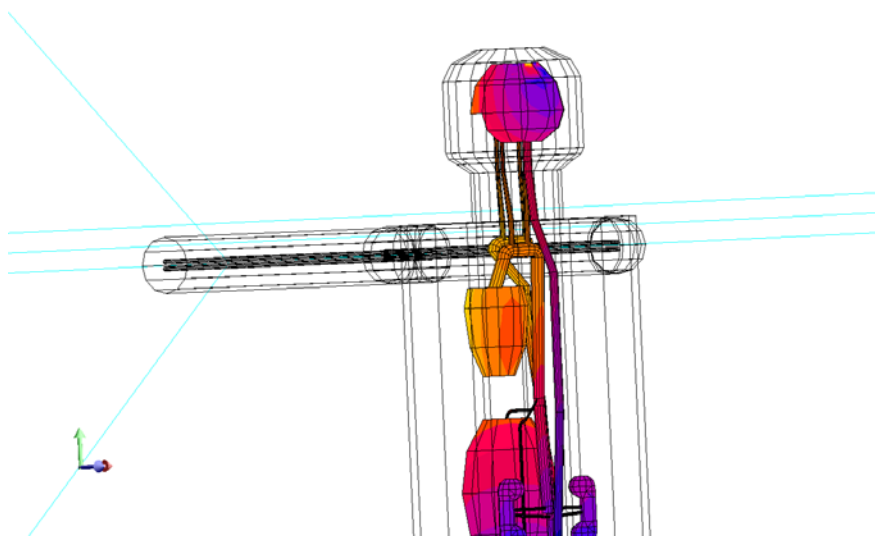


Figura 5.6. Mapa del campo B en los órganos principales para el operario frente a la línea

En la siguiente figura se muestra las corrientes inducidas en los órganos principales.

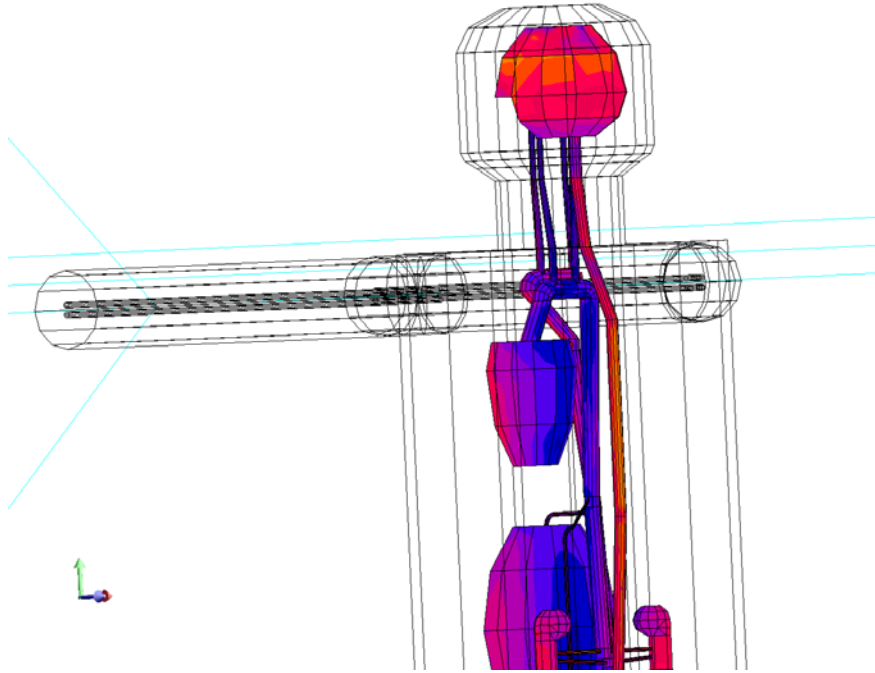


Figura 5.7. Mapa de las corrientes inducidas en los órganos principales para el operario frente a la línea

En las siguientes tablas se muestra el valor del campo magnético y de las corrientes inducidas para los órganos principales. En la primera tabla se muestran los valores máximos mientras que en la segunda se muestran los valores promediados en una superficie de al menos 1 cm², como exige la norma.

Tabla 5.1.				
	B(μT)	j (mA/m²)	$J/B(\frac{mA}{m^2} / \frac{\mu T}{\mu T})$	E(mV/m)
Sangre (brazos)	1,27*10 ⁴	1,16	9*10 ⁻⁵	2,1
Corazón	2,16*10 ²	1	0,0046	3,3
Hígado	1,89*10 ²	0,44	0,0023	2,0
Riñón	1,72*10 ²	0,87	0,005	2,5
Cerebro	2,23*10 ²	0,79	0,0035	1,6
Médula	1.82*10 ²	1	0,0055	0.6

Tabla 5.1 Valores máximos en los distintos órganos

Tabla 5.2				
	B(μT)	j (mA/m²)	J/B($\frac{mA}{m^2} / \mu T$)	E(mV/m)
Sangre (brazos)	1,27*10 ⁴	1,16	9*10 ⁻⁵	2,1
Corazón	2,00*10 ²	0,46	0,0023	2,58
Hígado	1,89*10 ²	0,22	0,0011	1.88
Riñón	1,68*10 ²	0,34	0,002	1,73
Cerebro	1,98*10 ²	0,58	0,003	1,34
Médula	1.82*10 ²	0,5	0,0027	0.4

Tabla 5.2. Valores medios en los distintos órganos

De los datos obtenidos se ve que para 500 A no se supera el valor de corriente inducida que impone la norma (10 mA/m²) para ninguno de los órganos estudiados. Considerando la linealidad de las ecuaciones de Maxwell tanto el campo como las corrientes inducidas varían linealmente con la corriente que circula por las líneas de alta tensión por lo que el valor necesario para llegar a los 10 mA/m² rondaría los 5KA.

Por otro lado sí que se supera el valor de campo magnético (500 μ T) en el caso del brazo. Esto ocurre para las zonas que están en contacto con el cable en tensión hasta unos 30 cm del cable. En ninguno de estos casos se supera el límite de corriente eléctrica. De todos modos cabe decir que el límite, tanto de corriente como de campo, se refiere, primordialmente, a valores ocurridos en el sistema nervioso central.

Para este caso se ve que el cociente entre la corriente calculada y el campo calculado nunca supera el valor de $0,02 \frac{mA}{m^2} / \mu T$.

5.3.2. Trabajo encima del cable de alta tensión

En este caso se ha supuesto a un trabajador sentado en uno de los cables de alta tensión tal y como se ve en el vídeo.



Figura 5.8. Imagen extraída del vídeo que muestra a un operario sentado sobre la línea

Se ha utilizado el mismo diseño de la torre de alta tensión que en el caso anterior. En este caso se ha puesto el modelo de cuerpo humano encima de uno de los cables exteriores de la línea trifásica.

Se han supuesto dos posiciones distintas de las piernas para ver como afectaba esta variación al resultado final. En un primer caso se colocaron las piernas como si estuviese sentado encima del cable, y en el segundo caso con las piernas colgando. Las siguientes imágenes muestran la geometría utilizada en los cálculos.

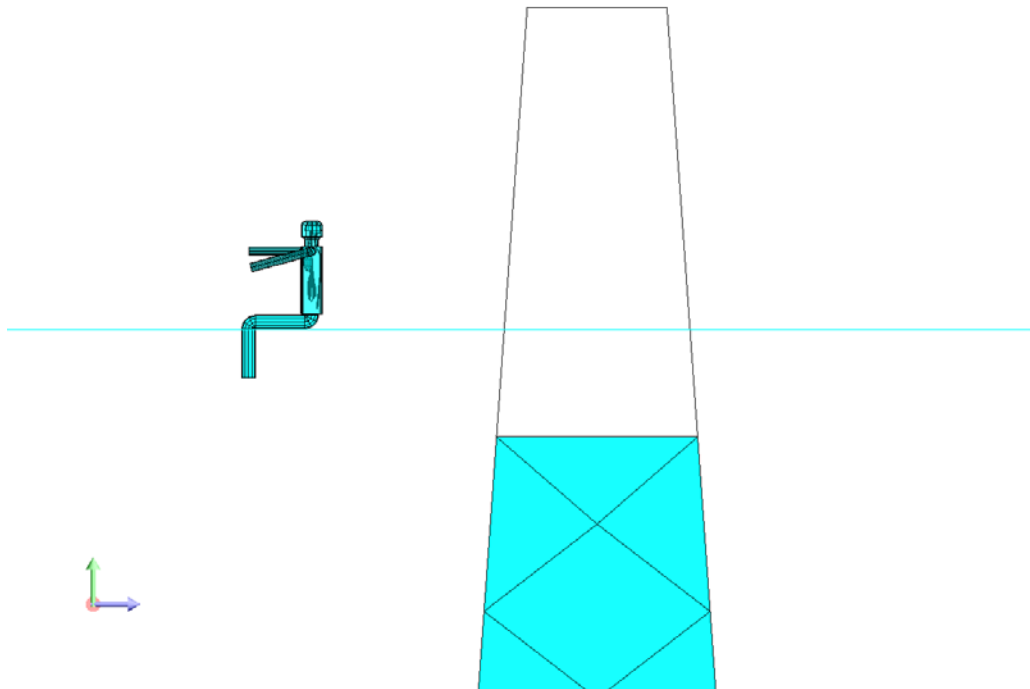


Fig. 5.9 Geometría utilizada en los cálculos para el operario sentado sobre la línea

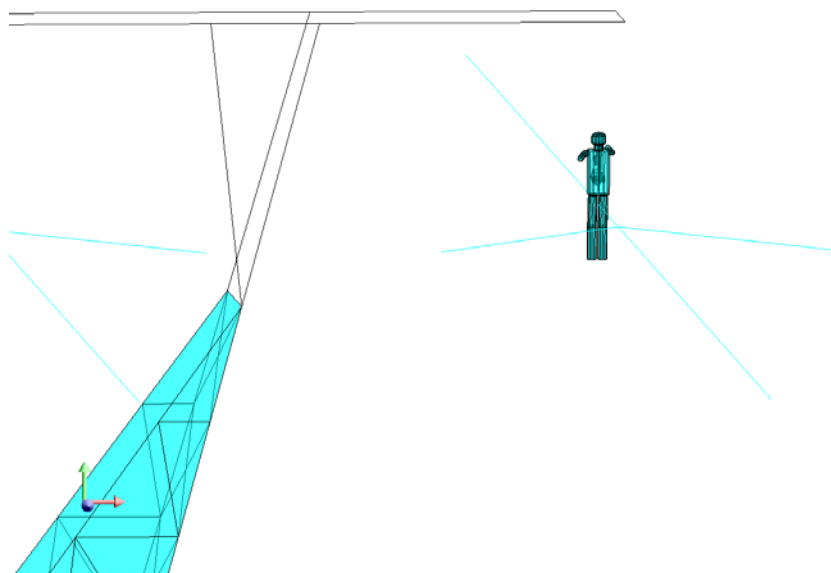


Fig 5.10. Geometría utilizada en los cálculos para el operario sentado sobre la línea con las piernas colgando.

5.3.2.1 Análisis de resultados

En las siguientes imágenes se muestran el mapa de campo magnético y de las corrientes inducidas en los órganos principales para el caso del operario sentado sobre la línea con las piernas dobladas.

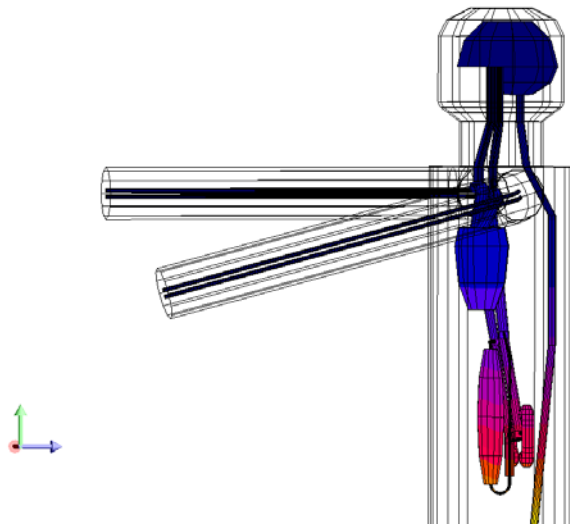


Fig 5.11. Campo magnético en los órganos principales para el modelo encima de la línea

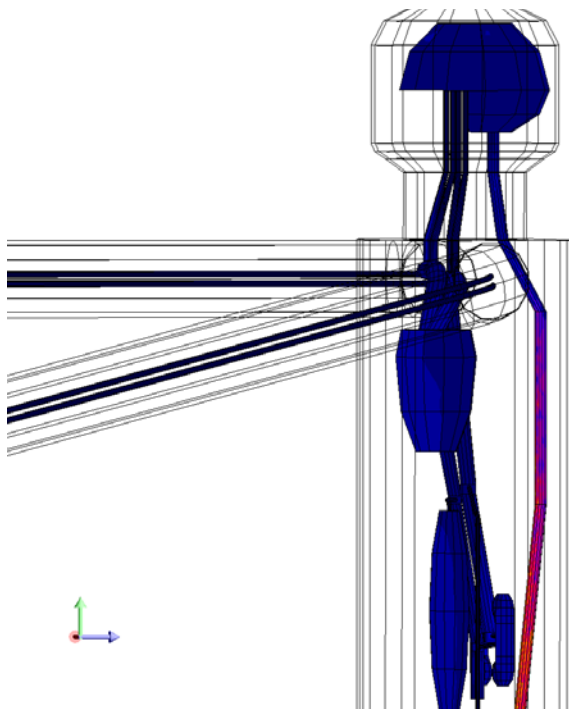


Figura 5.12. Mapa de la densidad de corriente inducida en los órganos principales para el cuerpo encima de la línea

Como se puede observar el campo magnético disminuye con la distancia a la línea, como era de esperar. Para la densidad de corriente se observa que es mucho mayor en la médula que en el resto de los órganos.

En la tabla 3.3 se muestran los valores máximos de campo magnético en los órganos principales. Y en la tabla 3.4 los valores promediados a una superficie de al menos 1 cm² en las zonas donde la densidad de corriente es mayor.

Tabla 3.3				
	B(μT)	j (mA/m²)	J/B($\frac{mA}{m^2} / \mu T$)	E(mV/m)
Sangre	5,3*10 ²	2,08	0,004	2,97
Corazón	2,54*10 ²	1,41	0,006	4,53
Hígado	5,01*10 ²	0,9	0,002	4,02
Riñón	4,51*10 ²	1,7	0,004	4,9
Cerebro	2,29*10 ²	0,85	0,004	2,01
Médula	6,90*10 ²	12	0,016	7,1
Piernas	11,2*10 ²	3,7	0,003	38

Tabla 3.3 Valores máximos en los distintos órganos

Tabla 3.4				
	B(μT)	j (mA/m²)	J/B($\frac{mA}{m^2} / \mu T$)	E(mV/m)
Sangre	3,27*10 ²	0,9	0,003	1,88
Corazón	2,46*10 ²	1,11	0,005	3,55
Hígado	4,65*10 ²	0,79	0,002	3,8
Riñón	3,94*10 ²	1,36	0,003	4,0
Cerebro	1,60*10 ²	0,66	0,004	1,01
Médula	4,25*10 ²	5,7	0,013	3,4
Piernas	4,9*10 ²	1,7	0,004	14

Tabla 3.4 Valores medios en los distintos órganos

Para los valores medios se observa que no se obtiene ningún valor por encima de los 10 mA/m^2 . En la médula el valor medio es de casi 6 mA/m^2 por lo que haría falta una corriente de unos 900 A para sobrepasar el límite de corriente en la médula.

También se observa que nuevamente el límite de campo magnético es más restrictivo que el límite de densidad de corriente inducida.

Para el caso del operario con las piernas colgando se ha observado que los valores de campo magnético y de densidad de corriente inducida no varían con respecto a la otra posición. Esto era de esperar ya que la posición relativa de la parte superior del cuerpo con respecto a la línea no ha variado.

Otra cosa es lo que ocurre en las piernas, caso que se muestra en las siguientes figuras. Como se puede observar en la barra de la derecha la densidad de corriente máxima disminuye para el segundo caso y la distribución de líneas es distinta.

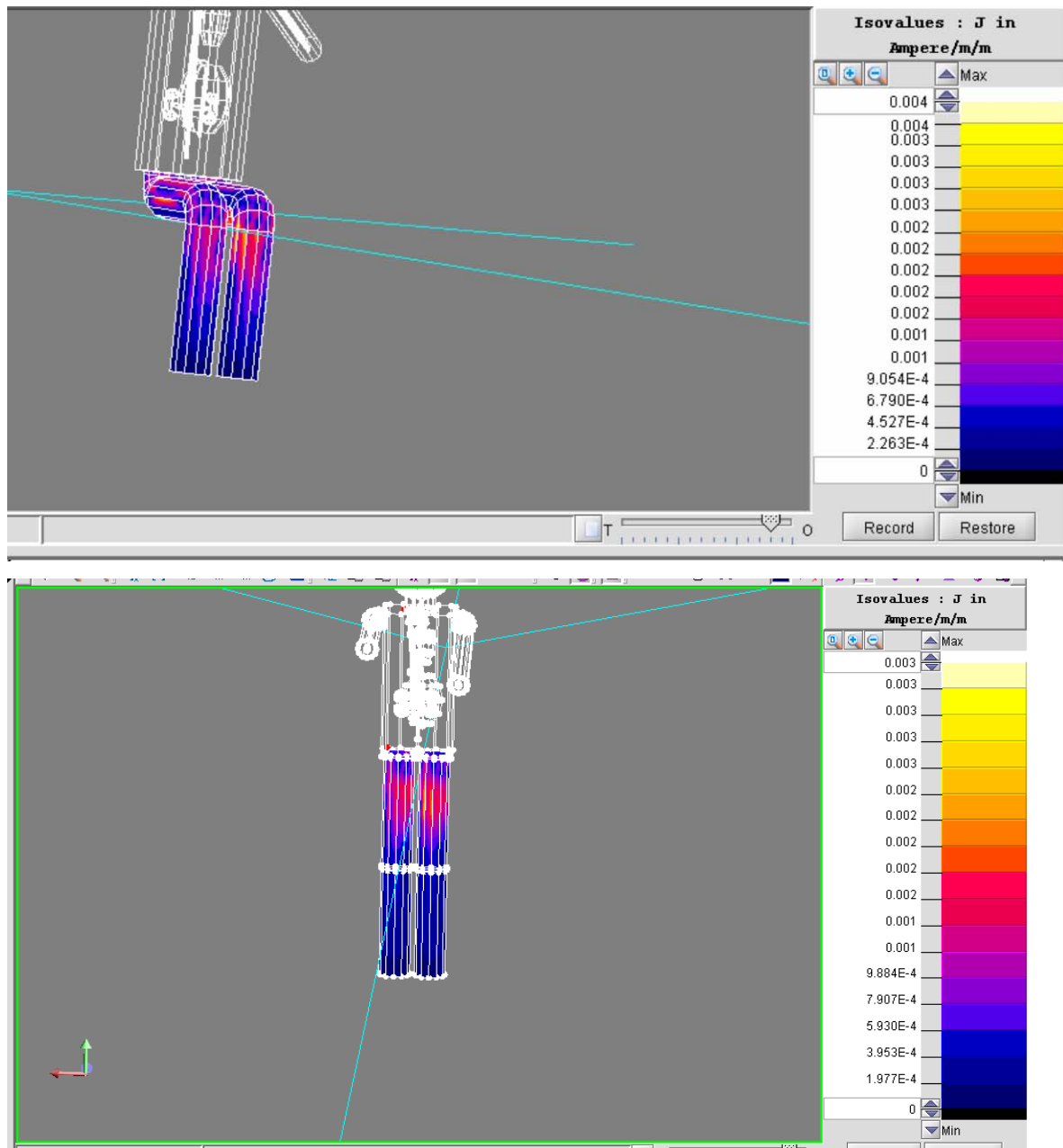


Figura 5.13 mapa de corrientes inducidas en las piernas para las dos posiciones estudiadas.

5.3.3. Trabajo en la galería.

En este caso se ha simulado a un trabajador en el pasillo de una galería entre los cables de corriente.

Para las dimensiones de los cables y la posición entre sí se ha tomado en cuenta planos aportados por R.E.E. Estos se muestran en la siguiente figura.

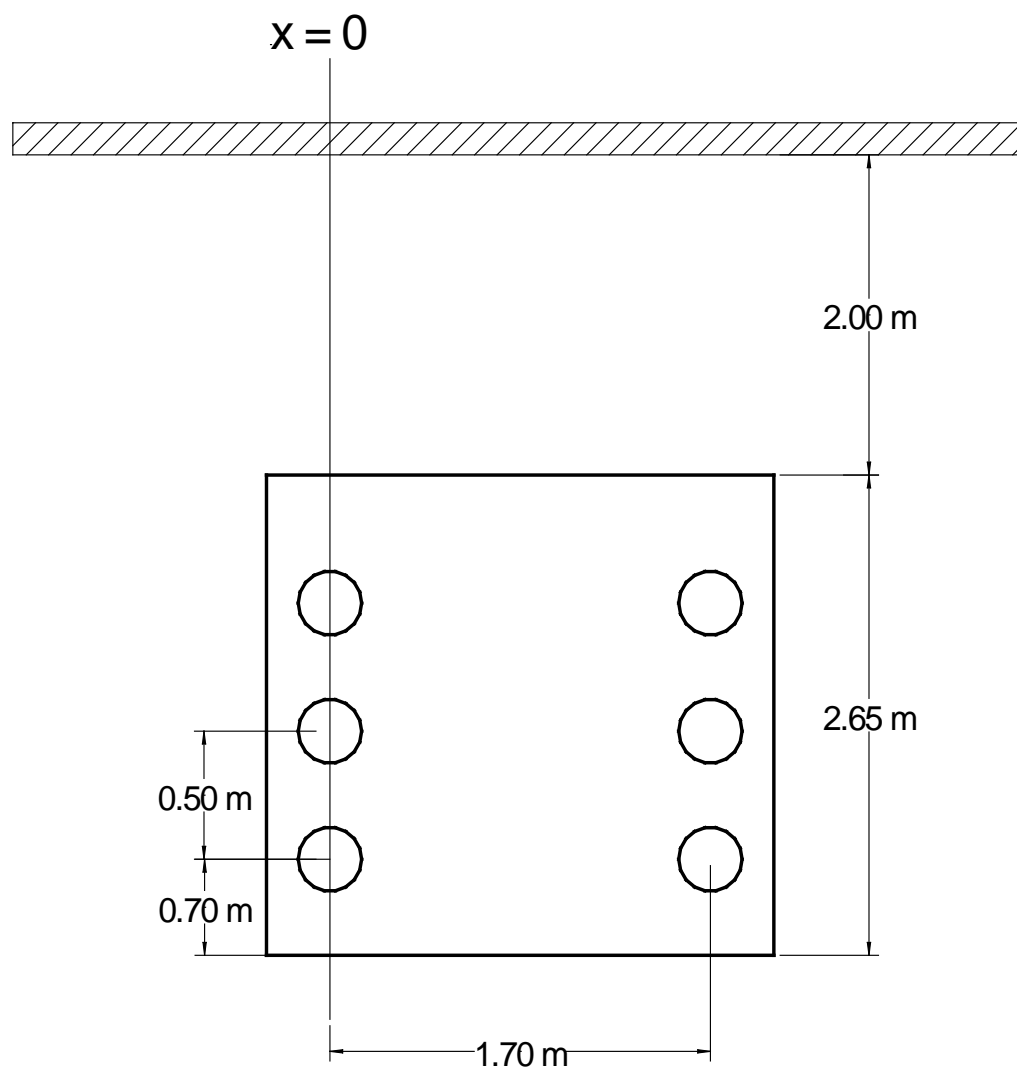


Figura 5.14. Plano de la disposición de los cables en la galería.

Se han considerado dos posiciones distintas de la orientación del cuerpo relativa a los cables. En la primera posición el cuerpo está perpendicular a los cables mientras que en la segunda posición está en paralelo a ellos.

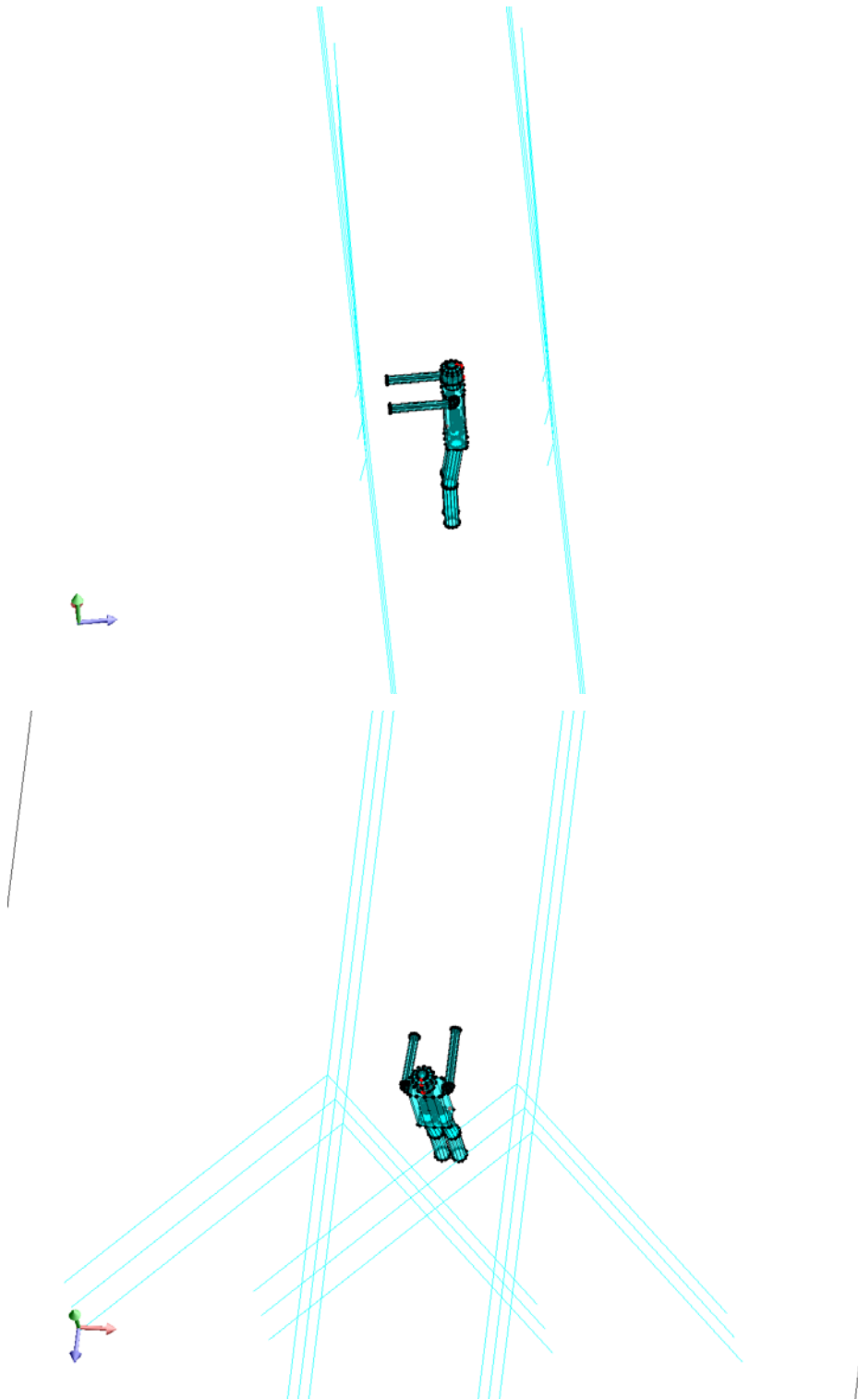


Figura 5.15. geometría utilizada en los cálculos para las posiciones 1 (arriba) y 2

Se ha impuesto en cada cable una corriente de 500 A RMS con una distribución de fases en los cables que se muestra en la figura siguiente.

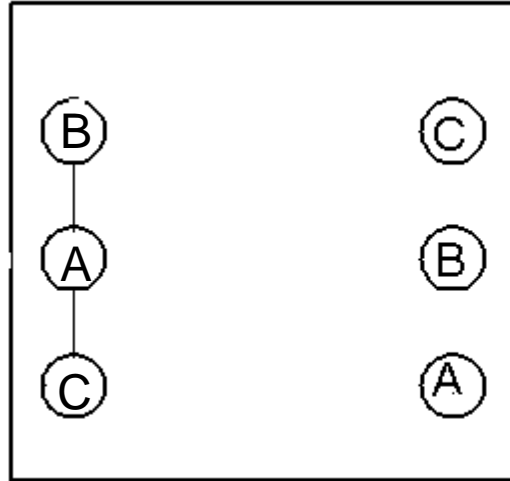


Figura 5.16. Distribución de fases en los cables utilizada en la simulación.

5.3.3.1 Análisis de resultados

En la siguiente gráfica se muestra el mapa de corrientes inducidas para los distintos órganos representados.

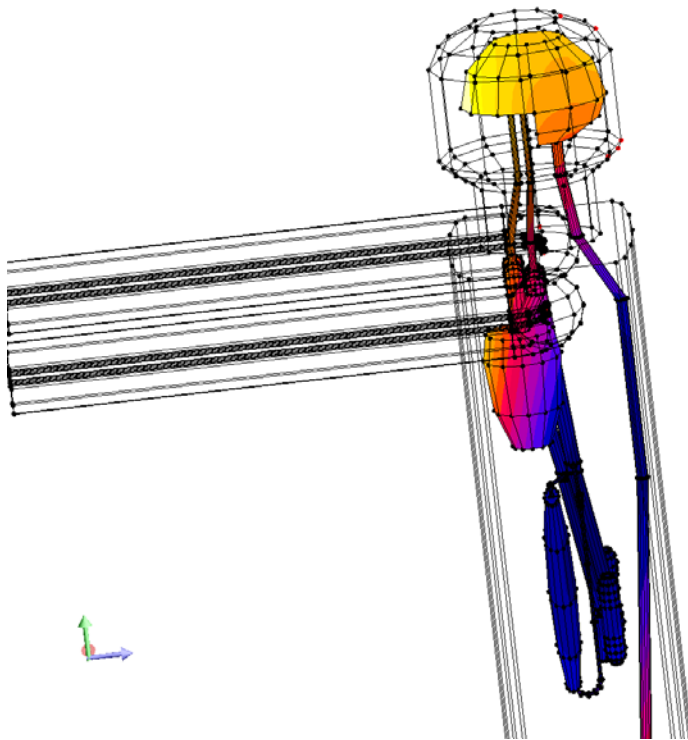


Figura 5.17. Mapa de campo magnético en los órganos principales para el trabajador frente a los cables de la galería en la posición 1

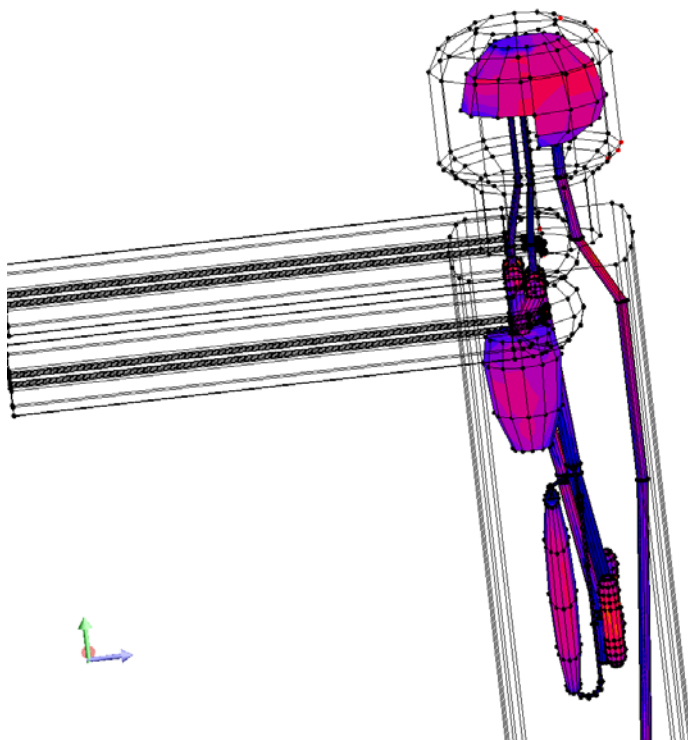


Figura 5.18. Mapa de la densidad de corriente en los órganos principales para el trabajador frente a los cables de la galería en la posición 1

En las siguientes tablas se muestra el valor del campo magnético y de las corrientes inducidas para los órganos principales en la primera de las posiciones. En la tabla 3.5 se muestran los valores máximos mientras que en la 3.6 se muestran los valores promediados en una superficie de al menos 1 cm² como exige la norma.

Tabla 3.5				
	B(μT)	j (mA/m²)	J/B($\frac{mA}{m^2} / \mu T$)	E(mV/m)
Sangre	1,66*10 ²	1,3	0,008	1,9
Corazón	1,65*10 ²	0,66	0,004	2,1
Hígado	1,50*10 ²	0,62	0,004	2,97
Riñón	1,51*10 ²	1,02	0,007	3,06
Cerebro	1,72*10 ²	0,7	0,004	1,42
Médula	1,61*10 ²	0,93	0,006	0.54

Tabla 3.5 Valores máximos en los distintos órganos

Tabla 3.6				
	B(μT)	j (mA/m²)	J/B($\frac{mA}{m^2} / \mu T$)	E(mV/m)
Sangre	1,60*10 ²	0,86	0,005	1,23
Corazón	1,57*10 ²	0,53	0,003	1,65
Hígado	1,46*10 ²	0,58	0,004	2,67
Riñón	1,48*10 ²	0,85	0,006	2,49
Cerebro	1,63*10 ²	0,61	0,004	1,22
Médula	1,54*10 ²	0.4	0,003	0.22

Tabla 3.6. Valores medios en los distintos órganos

Para este caso se observa que para 500 A no se supera el valor de corriente inducida que impone la ley (10 mA/m²) ni el de campo magnético (500 μT) para ninguno de los órganos estudiados. Por los

valores obtenidos se puede extraer que para llegar al límite de corriente inducida habría que llegar a 5 KA por cada cable.

Por otro lado nuevamente se ve que el cociente entre la corriente calculada y el campo calculado nunca supera el valor de $0,02 \frac{mA/m^2}{\mu T}$.

En las siguientes tablas se muestran los valores de campo para el caso 2.

Tabla 3.7				
	B(μT)	j (mA/m²)	J/B($\frac{mA/m^2}{\mu T}$)	E(mV/m)
Sangre (brazos)	2,00*10 ²	0,8	0,004	1,3
Corazón	2,54*10 ²	0,82	0,003	2,7
Hígado	1,61*10 ²	0,3	0,002	1,43
Riñón	1,59*10 ²	0,63	0,004	1,8
Cerebro	1,67*10 ²	0,75	0,004	1,6
Médula	1,61*10 ²	4,7	0,029	2,7

Tabla 3.7 Valores máximos en los distintos órganos

Tabla 3.8				
	B(μT)	j (mA/m²)	J/B($\frac{mA/m^2}{\mu T}$)	E(mV/m)
Sangre	1,50*10 ²	0,58	0,004	0,83
Corazón	1,47*10 ²	0,6	0,004	2,1
Hígado	1,51*10 ²	0,3	0,002	1,35
Riñón	1,54*10 ²	0,45	0,003	1,33
Cerebro	1,64*10 ²	0,61	0,004	1,21
Médula	1,45*10 ²	2,31	0,016	1,32

Tabla 3.8. Valores medios en los distintos órganos

En estos casos tampoco se supera el límite de corriente ni de campo para ninguno de los órganos estudiados. Para llegar al límite de corriente inducida harían falta corrientes de aproximadamente 1500 A.

El cociente entre corriente y campo magnético sigue siendo inferior a

$$0,02 \frac{\text{mA}/\text{m}^2}{\mu\text{T}}.$$

5.4 Conclusiones

Se ha mejorado el diseño del modelo humano para poder aplicarlo al mayor número de situaciones posibles introduciendo las articulaciones en brazos y piernas.

Se han simulado a escala tres situaciones reales en las que se puede encontrar un trabajador de compañía eléctrica

- I. Trabajador frente a línea aérea
- II. Trabajador sobre línea aérea
- III. Trabajador en pasillos de la galería

Se observa que no se vulnera la norma en ninguno de los casos estudiados para una corriente de 500 A por cada cable, tanto para las recomendaciones de 1998, como para las de 2010.

El caso más problemático desde el punto de vista de la densidad de corriente en el sistema nervioso central es el del trabajador encima de la línea. Con una corriente de 900 A por cada cable se superaría el límite normativo de 10 mA/m²

En el resto de los casos haría falta una corriente de entre 1500 y 5000 A para sobrepasar la norma.

Se ha vuelto a observar que el límite de campo magnético impuesto por la norma es más restrictivo que el límite de densidad de corriente.

¹ Dawson T, Caputa K and Stuchly M A *Magnetic field exposures for UK live-line workers* Phys. Med. Biol. 47 995-1012

² Dawson T W, Caputa K and Stuchly M A 1999 *Numerical evaluation of 60 Hz magnetic induction in the human body in complex occupational environments* Phys. Med. Biol. 44 1025-1040

³ ICPNIRP 1998 *ICNIRP Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up to 300 GHz)*, Health. Phys. 74 494-522

⁴http://www.ree.es/includes/flash/play_flv.swf?video=/ingles/educacion/videos/TrabajosTension_ING.flv

CAPÍTULO 6. CONCLUSIONES

6.1 Conclusiones

- En el presente trabajo se ha desarrollado un modelo numérico del cuerpo humano, mediante elementos finitos en tres dimensiones que permite, con buena fiabilidad, predecir las corrientes eléctricas inducidas en el mismo por campos electromagnéticos de frecuencia industrial.
- El modelo realizado permite el cálculo del campo eléctrico y de las corrientes inducidas, en diferentes posiciones relativas del cuerpo respecto a las fuentes más importantes de campo EM industrial, es decir las líneas de alta, media y baja tensión.
- Las simulaciones llevadas a cabo con este modelo en algunas situaciones típicas en las que se puede ver envuelto un trabajador de una compañía eléctrica, han arrojado resultados que indican que el trabajador estaba en todas ellas por debajo del límite normativo del ICNIRP. Únicamente en el caso de un trabajador sentado sobre una línea de 900 Amperios, se sobrepasaría la norma de 10 mA/m^2 en el líquido cefalorraquídeo de la médula espinal.
- El resultado más importante desde el punto de vista de la seguridad del personal, es que el "nivel de referencia" de $500 \text{ }\mu\text{T}$ para el campo B que impone para los trabajadores el ICNIRP y el Real Decreto que regula los campos electromagnéticos de baja frecuencia en España, es más restrictivo que la "restricción básica" para la densidad de corriente de 10 mA/m^2 que imponen los mismos estamentos.
- Dado que la validación del modelo en un ser humano no es aceptable desde un punto de vista ético, se ha llevado a cabo en modelo animal de experimentación (cerdos de $\sim 25 \text{ Kg.}$). Para ello se han realizado dos estudios complementarios:
 - La medida experimental *in vivo* y *ex vivo* de las corrientes inducidas, por campos electromagnéticos de frecuencia industrial, en el modelo animal, cuya anatomía y características biológicas son similares a las del ser humano.

- El cálculo numérico de dichas corrientes en el modelo equivalente al del ser humano, desarrollado mediante elementos finitos en tres dimensiones. Para la conductividad eléctrica de órganos y tejidos, necesaria para el cálculo, se han utilizado los valores experimentales obtenidos en el modelo animal.
- Para llevar a cabo las medidas experimentales, se ideó un nuevo método para la medida *in vivo* y *ex vivo* de la conductividad eléctrica a baja frecuencia de los órganos y tejidos, así como de los líquidos electrolitos del animal de experimentación, a partir de las corrientes inducidas por un campo EM externo. Esta es la situación real en el caso de los trabajadores de las compañías eléctricas y de la población en general. En los casos en que se han podido comparar estos resultados con los obtenidos por el método convencional con potenciales de contacto, las diferencias se encuentran dentro de la dispersión estadística debida a las inevitables diferencias entre los animales utilizados.
- La impedancia de los órganos a bajas frecuencias aumenta de forma inequívoca cuando se extraen del animal de experimentación y continúa aumentando con el tiempo, aún bajo las condiciones estandar de "preservación de órganos".
Concretamente, la impedancia del hígado se dobla al cabo de una hora, mientras que la del riñón lo hace al cabo de tres horas.
- El apartado anterior indica que la conductividad de los órganos y tejidos disminuye de forma crítica desde el momento de la escisión. Los valores que hemos obtenido *in vivo* y que han sido publicados recientemente, son más altos que los que figuraban hasta ahora en la literatura. Estos últimos varían notablemente, debido a que han sido obtenidos en momentos diferentes después de la extracción.

6.2 Líneas futuras

Las líneas de investigación que permitirían profundizar en el estudio iniciado en esta memoria podrían ser:

1. Medir la conductividad de los órganos y tejidos que no se han medido en este trabajo. Entre ellos destacan los distintos tipos de músculo, el cerebro, el tejido adiposo, la piel y los pulmones.
2. Aprovechar la potencia creciente de los ordenadores y de los programas para incluir en el modelo más órganos y tejidos como los comentados en el punto anterior.
3. Estudiar la relación entre el aumento en la conductividad eléctrica de los órganos tras su escisión del cuerpo y la variación de sus propiedades biológicas.
4. Refinar el modelo numérico animal introduciendo la geometría de los contactos y cables eléctricos utilizados en las medidas.

Apéndice I. Dependencia del factor de forma con la geometría

El factor de celda se ha definido en el capítulo 2 como:

$$f = Z \cdot \sigma \cdot A / L \quad (\text{I.1})$$

El factor de celda f no es fácil de determinar ya que depende de la relación entre la forma y dimensiones del órgano de medida, que generalmente no posee una forma regular, y de los electrodos. Particularmente cuando los electrodos son puntuales es muy complicado calcularlo, pero si son de una sección similar a la sección del sistema de medida se puede estimar utilizando programas de elementos finitos.

En este trabajo se ha estimado el factor de celda utilizando el programa de elementos finitos FEMM en su módulo de electrostática. En él se puede simular unos electrodos en contacto con un sistema de geometría similar a la estudiada en los órganos. A esta geometría se le impone una conductividad conocida para realizar los cálculos. Entre los electrodos se simula una diferencia de potencial fijo y mediante las ecuaciones de Maxwell se calcula la distribución de las líneas de corriente en el órgano. Integrando estas líneas de corriente en la sección de los electrodos obtenemos la intensidad de corriente que se mediría en los electrodos para una diferencia de potencial fija y una conductividad conocida. Por lo tanto conociendo la diferencia de potencial entre los electrodos V y la intensidad I que registraría un amperímetro podemos calcular:

$$f = \sigma \cdot A \cdot Z / L = \sigma \cdot A \cdot V / L \cdot I \quad (\text{I.2})$$

De los modelos estudiados hemos observado que se pueden extraer tres situaciones distintas.

a. Cuando los electrodos son menores de la sección del sistema y están separados por una distancia mucho menor que las dimensiones de los electrodos.

Entonces se puede considerar que la corriente sigue trayectorias lineales de un electrodo a otro ya que no tiene espacio para abrirse. Por lo que la impedancia será de la forma

$$Z = \frac{L}{\sigma \cdot A_{el}} \quad (I.3)$$

Donde A_{el} es la sección de los electrodos. A partir de la relación I.3 y comparándola con I.1 se obtiene un factor de celda

$$f = \frac{A}{A_{el}} \quad (I.4)$$

b. Si la distancia entre los electrodos es mucho mayor que la diferencia entre la sección de los electrodos y la sección del sistema de medida.

En este caso se tiene que la corriente circula también en trayectorias lineales, aunque en este caso por toda la sección del sistema. Esto es porque las líneas de corrientes se abrirían tratando de abarcar mayor sección hasta abarcar toda la sección del órgano. Como la longitud entre electrodos es grande la mayoría de la trayectoria de las partículas cargadas se hace utilizando toda la sección del órgano por lo que la impedancia será

$$Z = \frac{L}{\sigma \cdot A} \quad (I.5)$$

Por lo que $f = 1$ para este caso.

- c. Si la distancia entre electrodos y la relación entre las secciones es similar.

Entonces es necesario estimar el factor de celda utilizando los programas de elementos finitos. Este caso es el que más frecuentemente nos hemos encontrado en nuestras medidas, por lo que para cada medida que se ha realizado se ha estimado este factor.

APÉNDICE II. FUNCIONAMIENTO TEÓRICO DE UN “LOCK-IN”

Un “Lock-in” es un dispositivo que adquiere el voltaje y la intensidad de corriente de una señal al igual que un multímetro pero con la ventaja de que permite seleccionar una frecuencia fija de esta señal, por lo tanto permitiendo descartar el ruido de otras frecuencias en las medidas. Para ello el “Lock-in” multiplica la señal de entrada por dos señales de referencia de la frecuencia que se quiere medir, una en cuadratura con la otra, y halla el valor medio de este producto a lo largo de varios periodos. Como la señal de entrada puede tener contribuciones de distintas frecuencias, el valor medio del producto de las dos señales será la suma de las siguientes integrales:

- a. Para la componente de la señal de entrada de frecuencia igual a las señales de referencia y con un desfase desconocido φ ,

$$B_{\omega_0} \cdot \text{sen}(\omega_0 \cdot t + \varphi) .$$

- Con la señal de referencia $A \cdot \text{sen}(\omega_0 \cdot t)$

$$\frac{1}{n \cdot T} \int_0^{n \cdot T} A \cdot \text{sen}(\omega_0 \cdot t) \cdot B_{\omega_0} \cdot \text{sen}(\omega_0 \cdot t + \varphi) \cdot dt = \frac{1}{2} \cdot A \cdot B_{\omega_0} \cdot \cos \varphi \quad (\text{II.1})$$

- Con la señal de referencia en cuadratura $A \cdot \text{sen}(\omega_0 \cdot t + \pi/2)$

$$\frac{1}{n \cdot T} \int_0^{n \cdot T} A \cdot \text{sen}(\omega_0 \cdot t + \pi/2) \cdot B_{\omega_0} \cdot \text{sen}(\omega_0 \cdot t + \varphi) \cdot dt = \frac{1}{2} \cdot A \cdot B_{\omega_0} \cdot \text{sen} \varphi \quad (\text{II.2})$$

- b. Para las componentes de la señal de entrada de frecuencia múltiplo de la de las señales de referencia y con un desfase desconocido:

- Con la señal de referencia $A \cdot \text{sen}(\omega_0 \cdot t)$

$$\frac{1}{n \cdot T} \int_0^{n \cdot T} A \cdot \text{sen}(\omega_0 \cdot t) \cdot B_{m \cdot \omega_0} \cdot \text{sen}(m \cdot \omega_0 \cdot t + \varphi) \cdot dt = 0 \quad (\text{II.3})$$

- Con la señal de referencia en cuadratura $A \cdot \text{sen}(\omega_0 \cdot t + \pi/2)$

$$\frac{1}{n \cdot T} \int_0^{n \cdot T} A \cdot \text{sen}(\omega_0 \cdot t + \pi/2) \cdot B_{m \cdot \omega_0} \cdot \text{sen}(m \cdot \omega_0 \cdot t + \varphi) \cdot dt = 0 \quad (\text{II.4})$$

Donde m es cualquier número natural distinto de 1.

c. Para las componentes de la señal de entrada de frecuencia distinta de la de las señales de referencia sin ser múltiplo de ésta y con un desfase desconocido:

- Con la señal de referencia $A \cdot \text{sen}(\omega_0 \cdot t)$

$$\begin{aligned} & \frac{1}{n \cdot T} \int_0^{n \cdot T} A \cdot \text{sen}(\omega_0 \cdot t) \cdot B_{\omega} \cdot \text{sen}(\omega \cdot t + \varphi) \cdot dt = \\ & = \frac{1}{nT} \cdot A \cdot B_{\omega} \cdot \left\{ \frac{\text{sen}[(\omega - \omega_0) \cdot t + \varphi] - \text{sen}(\varphi)}{2 \cdot (\omega_0 - \omega)} - \frac{\text{sen}[(\omega + \omega_0) \cdot t + \varphi] - \text{sen}(\varphi)}{2 \cdot (\omega_0 + \omega)} \right\} \end{aligned} \quad (\text{II.5})$$

- Con la señal de referencia en cuadratura $A \cdot \text{sen}(\omega_0 \cdot t + \pi/2)$

$$\begin{aligned} & \frac{1}{n \cdot T} \int_0^{n \cdot T} A \cdot \text{sen}(\omega_0 \cdot t + \pi/2) \cdot B_{\omega} \cdot \text{sen}(\omega \cdot t + \varphi) \cdot dt = \\ & = \frac{1}{nT} \cdot A \cdot B_{\omega} \cdot \left\{ \frac{\text{sen}[(\omega - \omega_0) \cdot t + \varphi - \pi/2] - \text{sen}(\varphi)}{2 \cdot (\omega_0 - \omega)} - \frac{\text{sen}[(\omega + \omega_0) \cdot t + \varphi + \pi/2] - \text{sen}(\varphi)}{2 \cdot (\omega_0 + \omega)} \right\} \end{aligned} \quad (\text{II.6})$$

Que tienden a cero cuando se aumenta el número de ciclos en los que se estima el valor medio.

Por lo tanto las únicas contribuciones al valor medio del producto de la señal de entrada por las señales de referencia son:

$$X_1 = \frac{1}{2} \cdot A \cdot B_{\omega_0} \cdot \cos \varphi \quad (\text{II.7})$$

$$X_2 = \frac{1}{2} \cdot A \cdot B_{\omega_0} \cdot \sin \varphi \quad (\text{II.8})$$

Como A es conocido ya que es el módulo de la señal de referencia que introduce el Lock-in tenemos que:

$$B_{\omega_0} = \frac{2 \cdot \sqrt{(X_1^2 + X_2^2)}}{A} \quad (\text{II.9})$$

$$\varphi = \arctan\left(\frac{X_2}{X_1}\right) \quad (\text{II.10})$$

Por lo que obtenemos el valor de la amplitud de la señal que queremos medir y su desfase con la señal de referencia.

English Summary

1. Introduction

In the past 30 years a social worrying has appeared involving the possibility that low frequency electromagnetic fields may be harmful¹. Because of this social worrying different organizations, like the International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection² have created guidelines and standards for restricting human field exposure establishing the dose that the human can be exposed to. This normative imposes limits on different magnitudes. At low frequencies the relevant magnitudes are the magnetic and electric fields and the electric current density.

The reference limit at low frequency is the current density, which is 2 mA/m² for general public and 10 mA/m² for occupational exposure. To know the value of the limits for the electric and magnetic fields it is necessary to calculate the fields that create the induced currents, and that is done with the aid of finite element programs^{3,4}.

These programs report different results depending on the formulation, model or dielectric properties that are used in the calculations. So alongside with Red Eléctrica de España we thought that it could be useful to create a model that could estimate the induced currents that are created for several configurations that a worker from an electric company can be submitted to.

In this work the conductivity of porcine organs has been measured and, using this values of conductivity, it has been created a model for a human being that allows to calculate the induced currents inside the human body created by external magnetic fields. This model has been created using a commercial finite difference program called FLUX 3D.

2. Conductivity of the organs

The study of the dielectric properties of tissues has become an important task in order to correctly calculate the field exposure that the human body is being submitted to. Particularly at low frequencies the value of the electrical conductivity is very important in order to correctly calculate the induced currents in the human body created by external electromagnetic fields, since at these frequencies the displacement current is negligible⁵. There have been works measuring the electrical conductivity from the 50's⁶ and continuously until now. The most used guideline regarding conductivities of tissues is the one published by Gabriel et al in 1996^{7,8} in which they make a wide survey of the measurements done before and also make their own measurements. In that work it can be appreciated that there is a remarkable dispersion in the values obtained by different authors on the conductivity of tissues and organs. One of the possible reasons for this dispersion could be the reasonably expected biological changes of the organs from the moment of their extraction, giving rise to different values of electrical conductivity depending on the time after the excision when the measurements were performed. Since most of the measurements were performed in the hours following the extraction from the body, one of the tasks of this work was to perform the measurements in vivo.

The organs studied have been the kidney, the liver, the heart and the spinal cord. They have been chosen because of its importance and its accessibility. At least three different samples were measured for each organ in order to see the dispersion that exists from one specimen to another. The four organs were measured in vivo, so obviously under this conditions the heart was filled with blood and the spinal cord was filled with cerebrospinal fluid (CSF). For measuring the heart and spinal cord unfilled additional ex vivo measurements had to be performed.

The impedance of the organs was measured by means of two electrode measurements of the current-voltage relationship. Electrodes, impregnated with conductive gel, as the one used in electrocardiograms, in order to assure a proper electric contact, were placed at opposite sides of the organ studied and attached to organ surfaces using tubular elastic retention bandages to

keep their relative position constant during the measuring process. The impedance measured this way depends on the shape and material of the electrodes, the distance between them and the conductivity of the organ under study.

Two different kinds of measurements were performed regarding the way the voltage difference between the electrodes is created:

- Field created by a Contact Voltage Difference: In these measurements the electromagnetic field inside the organ is created in a classical way by a voltage difference generated between the electrodes by a voltage source.

- Induced Measurements: This one is a new method intended to measure the induced currents created inside a living body by external electromagnetic fields. The voltage difference is created by an alternating magnetic field, created with a $2,2 \times 1 \text{ m}^2$ coil that allows to simulate the field of a current line. The current in the coil is created using the oscillator of the Signal Recovery 7265 DSP “lock-in” amplifier whose signal is amplified using a KEPCO BOP 20/50. The induced voltage and current were also registered with the Signal Recovery 7265 DSP “lock-in” amplifier. These measurements were done in order to try to create the induced currents in conditions close to the scenario that has generated this kind of studies, i.e. not as localized electromagnetic field as in the case of electrodes but for currents induced by an alternating magnetic field. However, it is important to remark that there exists an impassable point that makes impossible to recreate exactly an scenario where the currents in the body are generated by a wider distribution of the electromagnetic field, that is that the presence of the electrodes and the cables that connect them to the multimeters (that are indispensable for the measurements) modifies the spatial distribution electromagnetic field and therefore the voltage inside the organ and consequently of the currents that would be induced without their presence.

From the obtained current-voltage relationship and using a minimum square adjustment we can obtain the impedance of the organ. Since we have measured both the intensity in phase with the voltage and the one in quadrature we can get the imaginary part of the impedance as well as the real one. The imaginary one depends on the polarization of the electrodes,

geometrical considerations, which include the dimensions of the organ and of the electrodes, and on the permittivity of the organ under study while the real part depends only on the conductivity and on the geometry of the organ and the electrodes. There is a very small influence of the polarization of the electrodes on the real component being of about 0.01% at these frequencies Also at these frequencies the effect of the permittivity on the real component is negligible so from the real part and taking into account geometric parameters we can estimate the conductivity.

The dependence of the Real component of the impedance is of the type:

$$Z = f \cdot L / (\sigma \cdot S)$$

Where “Z” is the impedance measured, “L” is the distance between electrodes, “S” is the section where the electric current flows , “σ” is the conductivity of the organ and “f” is the cell factor. The latter depends on the geometry of the organ and the shape, size and material of the electrodes. It has been estimated with the aid of finite element programs Femm and FLUX3D that allows simulating the contact between the electrodes and the organ and then studying the current created by a voltage difference between the electrodes for a given geometry. So we can get the relation of Voltage and Intensity and from this relation and the dimensions of the system under study we can obtain the Cell Factor.

The conductivities obtained by this method are shown in the following table compared with the ones of the work of Gabriel:

Organ/Liquid	$\sigma_{\text{experimental}}$ (S/m)	σ (S/m)	Samples
Blood	0,72±0,02	0,7	2
CSF	1,9	2	1
Kidney	0,34±0,02	0,1	8
Liver	0,22±0,03	0,07	6
Heart (filled with blood)	0,29±0,02	-	3
Heart muscle*	0,13±0,03	0,1	2
Spinal Cord (filled with CSF)	1,3±0,2	-	4
Spinal Cord	0,09	0,1	1

As it can be seen the values obtained are higher than those of Gabriel so we thought that the main reason could be that our measurements have been performed in vivo while most of the other ones were performed ex vivo.

In order to check this assumption, measurements both in vivo and in a few hours after its extraction from the body have been performed in two porcine organs: the liver and the kidney.

Two temperatures have been chosen for the measurements.

- The normal body temperature (36 °C). This is the temperature that would normally be used when the in vitro measurements are performed (Gabriel et al 1996a, 1996b), because the conductivity values at this temperature are employed to calculate or simulate the effects on the human body by the EMF exposure.
- At the preservation organ's temperature (about 1 °C). This is the temperature at which the organs are usually kept in the standard conditions in order to minimize the tissue damage, not only for transplant surgery but also for further in vitro measurements. These experiments could be useful in order to see if the 'in vitro' measurements are reliable under preservation conditions after a few hours have passed.

The results obtained from these measurements show that at 36 °C both conductivities decrease from the moment of excision, but at different rates. The conductivity of the liver diminishes to half its values in around one hour while that of the kidney does the same in about three hours. When the temperatures decrease to 1°C conductivity still decreases but at a much lower rate.

In 2009 a new review from Gabriel⁹ has been published that presents in vivo conductivities, that are also higher than the ones obtained ex vivo, thus confirming these assumptions.

3. Numerical Model.

A numerical model of the experimental animal and of a human being have been created.

A finite difference commercial program called FLUX3D has been used that allows to compute the Maxwell equations. The formulation used for these calculations has been the Scalar Potential Finite Difference that has been also used by other groups.

The geometry of the model was created from MRI images and due to memory problems, only the organs studied in the experimental measurements, and the circulatory system that joins them were created. The model is "articulated" so that different positions of the body can be simulated.

First simulations of the model under the experimental conditions and uniform external fields were made. Once the model was proved to be reliable simulations of real situations that an electric company worker can be submitted to were performed.

From these calculations it has been proved that the limit imposed for the 1998 ICNIRP (which has been adopted by the Spanish Legislation) for the magnetic field is more restrictive than the one for current density.

The simulations of the real situations show that very high currents flowing through the power lines are needed for getting current densities over the normative value.

¹ Wertheimer N and Leeper E 1979 *Electrical wiring configuration and childhood cancer*, Am. J. Epidemiol, 109 273-284

² ICPNIRP 1998 *Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up to 300 GHz)*, Health. Phys. 74 494-522

³ Dawson T W and Stuchly M A 1998 *High-Resolution organ dosimetry for human exposure to low frequency magnetic fields*, IEEE Trans. Magn. 34 708-717.

⁴ Dimbylow P 2005 *Development of the female voxel phantom, NAOMI, and its application to calculations of induced current densities and electric fields from applied low frequency magnetic and electric fields*, Phys. Med. Biol. 50 1047-1070.

⁵ A Barchanski, H De Gerssem, E Gjonaj and TWeiland 2005 *Impact of the displacement current on low-frequency electromagnetic fields computed using high-resolution anatomy models*, Phys. Med. Biol. 50, N243-N249

⁶ Schwann H P 1957 *Electrical properties of tissues and cell suspensions*, Adv. Phys. Med. Biol. 5 147–209

⁷ Gabriel C, Gabriel S and Corthout E 1996 *The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey*, Phys. Med. Biol. 41 2231-2249.

⁸ Gabriel S, Lau R W and Gabriel C 1996 *The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz*, Phys. Med. Biol. 41 2251-2269.

⁹ Gabriel C, Peyman A and Gran E H 2009 *Electrical conductivity of tissue at frequencies below 1 MHz*, Phys. Med. Bio. 54 4863-4878

Publicaciones a las que ha dado origen este trabajo:

Time dependence of electrical bioimpedance on porcine liver and kidney under 50 Hz ac current J. Spottorno, M Multigner, G. Rivero, L. Álvarez, J. de la Venta y M. Santos ***Physics on Medicine and Biology***. 53 (2008) 1701-1713

In vivo measurements of electrical conductivity of porcine organs at low frequency J. Spottorno, M. Multigner, G. Rivero, L. Álvarez, J. de la Venta and M. Santos. ***Bioelectromagnetics***, 33 (2012) 612-619